

修 士 論 文 の 和 文 要 旨

研究科・専攻	大学院 情報理工学研究科 機械知能システム学専攻 博士前期課程		
氏 名	上村 浩平	学籍番号	1932023
論 文 題 目	視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き知覚特性の変化		
<p>要 旨</p> <p>ヒトは3次元空間に配置された物体の奥行きや形状情報を両眼視差量や運動視差量などを用いて推定していると考えられている。ヒトの奥行き知覚特性を記述する数理モデルの候補として、工学的両眼視差推定方法である Lucas-Kanade 法が挙げられる。しかし、LK 法は左右眼像のうちどちらか片方の空間微分を用いて計算を行っているため、左右眼像が異なる不同視においても同様に奥行き知覚特性を予測できるかは不明である。</p> <p>本研究では、同一視状態及びボケを適用した不同視状態を模擬した実験と数理的考察を行うことで、奥行き知覚に関する既存数理モデルの汎化性を評価するとともに、新しい奥行き知覚モデルの構築を目的とする。</p> <p>同一視及び不同視状態を再現することができる実験用ソフトウェアを開発し、ヘッドマウントディスプレイ（HMD）を使用することで3次元空間を模擬した状態で実験を行った。</p> <p>第一の実験では、3条件（静止・接近・遠離）の運動を行うターゲットに対し奥行き定位の測定を行った。その結果、接近・遠離条件では同一視（両眼正常、両眼ぼかし）と不同視（左眼ボケ、右眼ボケ）の間に奥行き定位の大きな差はなかった。しかし、静止条件ではある程度の差が確認できたことから、まずは静止条件におけるヒトの奥行き知覚特性を測定することが必要であると考えた。</p> <p>第二の実験では、静止条件に限定し、奥行き手掛かりを制限することでヒトの奥行き知覚特性を詳細に調べた。その結果、両眼正常と左眼ボケにおける奥行き定位には有意な差がなかった。しかし、右眼ボケでの観察は他の観察状態で観察するよりも奥にターゲットを定位した。一方で、両眼ボケでの観察は他の観察状態で観察するよりも手前にターゲットを定位した。</p> <p>LK 法が第二の実験の結果を記述できるかどうかを検証した。LK 法では、左右眼像を模擬した画像のうち、どちらかの画像の空間微分のみを用いて両眼視差を推定しているため、空間微分の任意性により不同視の実験結果を記述することができなかった。一方で提案モデルは、左右眼像の画像それぞれの空間微分を用いた計算結果の線形和を推定結果とすることで、第二の実験における全観察状態の結果を定性的に記述した。</p>			

令和2年度 修士論文

視覚刺激の空間周波数変調が与える 奥行き知覚特性の変化

電気通信大学情報理工学研究科
機械知能システム学専攻
佐藤俊治研究室

博士課程（前期課程）2年
学籍番号 1932023

上村 浩平

主任指導教員 佐藤俊治准教授
指導教員 阪口豊教授

[C26] 視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き知覚特性の変化

機械知能システム学専攻 佐藤俊治研究室
1932023 上村浩平

1. はじめに

ヒトは3次元空間に配置された物体の奥行きや形状情報を両眼視差量や運動視差量などを用いて推定していると考えられている[1]. ヒトの奥行き知覚特性を記述する数理モデルの候補として、工学的両眼視差推定方法である Lucas-Kanade 法が挙げられる[2]. これまでの研究では左右眼の光学特性が同一であると仮定し、実験結果の考察や計算モデル構築が行われてきた. しかし、不同視（左右眼で大きく異なる光学特性）のように光学特性が同一ではない場合も存在する. 先行研究[3]では片眼のコントラストを変化させることで不同視を再現し、知覚スピードや知覚の正確性が変化することを示した.

本研究では、同一視状態、及びボケを適用した不同視状態を模擬した実験と数理的考察を行うことで、奥行き知覚に関する既存数理モデルの汎化性を評価するとともに、新しい奥行き知覚モデルの構築を目的とする.

2. 様々な運動における奥行き定位

2.1 実験方法

観察対象の奥行き運動（前後方向運動）はヘッドマウントディスプレイ（HMD）を通して被験者に提示した. 観察状態は4種類（両眼正常、左眼ボケ、右眼ボケ、両眼ボケ）であった. 左眼ボケ、右眼ボケ、両眼ボケは HMD の片眼の像にガウシアンフィルタによるぼかしを適用することでシミュレートした.

HMD 仮想空間内の実験環境を図1に示す. 被験者は3種類の動き（接近・静止・遠離）をするターゲット（黄色の円）を観察した. 被験者は2.5mに提示された基準面（白色の棒）が点滅したときに、ターゲットが基準面の手前もしくは奥に位置していたかを2AFCで回答した. 接近条件（遠離条件）の場合、ターゲットは4.5m（0.5m）の位置から移動を開始する. ターゲットの速度は1m/sとした. 静止条件の場合、基準面の点滅開始時刻と同時にターゲットを提示した. 基準面の点滅タイミングは8種類（刺激開始から1.65s, 1.75s, ..., 2.35s後）とした.

同一視状態の（不同視ではない）4名の被験者

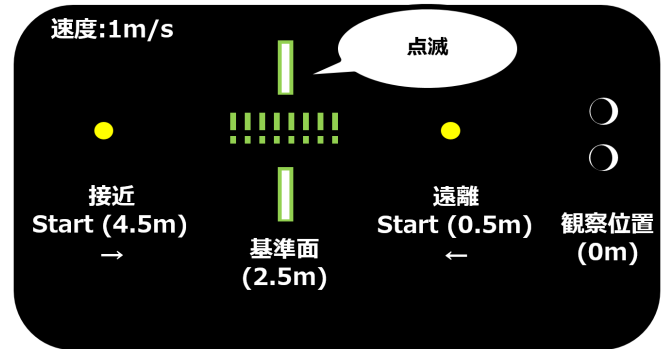


図1 仮想空間内の実験環境

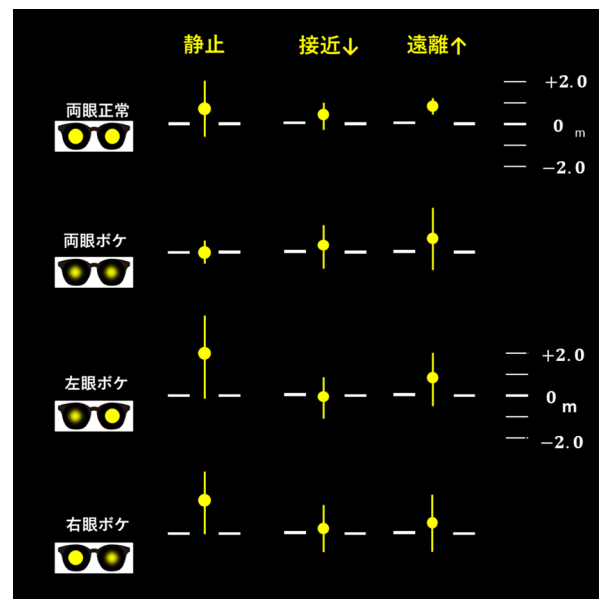


図2 各観察状態、運動条件における実験結果

に対して実験を行った. なお、本研究の実験は電気通信大学ヒトを対象とする実験に関する倫理審査の承認を得て実施された.

2.2 実験結果

被験者が基準面と同じ奥行き位置にあると知覚したターゲットの奥行き位置は、被験者応答からPSE (Point of Subjective Equality: 主観的等価点)を求めることで推定される. 各観察状態における全被験者のPSEの平均と標準偏差を図2にまとめた. 各行は4種の観察条件を、各列は観察対象の3条件（静止・接近・遠離）を示している. 各条件のPSE値スケールは図中 ± 2.0 (m)で示している.

図 2 より、ターゲットが接近している場合、基準面の位置と同程度の奥行きでターゲット位置を定位することがわかった。遠離している場合は、PSE が基準面の位置よりも奥にあることから、フラッシュラグ効果が影響していると考えられる。また、静止している場合には不同視状態にて奥に定位することがわかった。

ターゲットが静止している場合に、不同視状態と同一視状態の奥行き知覚特性にある程度の差があるという結果が得られた(t 検定にて $p=0.0561$)。そこで次章では、静止条件における奥行き知覚特性をより詳細に調査した結果を報告する。

3. 静止条件における奥行き定位

3.1 実験方法

刺激の提示デバイスや観察状態は 2.1 と同様である。本章では、被験者が観察する基準面の奥行き手掛かりを水平視差に限定させることを目的とし、上端と下端が観察できないように基準面を設定した。

被験者は左右基準面の間隙に 100ms 提示されるターゲット（白色の正方形）を観察した。基準面は常に 2.5m の位置に提示した。ターゲットの提示位置は 8 種類（基準面から -0.35m , -0.25m , ..., $+0.25\text{m}$, $+0.35\text{m}$ ）とした。被験者はターゲットが基準面の手前もしくは奥に位置していたかを 2AFC で回答した。

両眼の視覚が正常な（不同視ではない）6 名の被験者に対して実験を行った。

3.2 実験結果

各観察状態における全被験者の PSE を図 3 に示す。縦軸が奥行き距離であり、横軸が観察状態である。実験結果より、両眼正常と左眼ボケでは PSE に有意差は観測されなかった ($p=0.642$)。しかし、右眼ボケは各観察状態と有意な差があったことから（最も p 値の大きいもので $p=0.0133$ ）、被験者は他の観察状態で観察するよりも奥にターゲットを定位したことを意味する。また、視差を過大評価した場合の結果であると考えられる。さらに、両眼ボケ状態は各観察状態と有意な差があったことから（最も p 値の大きいもので $p=0.0168$ ）、他の観察状態で観察するよりも手前にターゲットを定位していたといえる。これは、視差を過小評価した場合にこのような実験結果になると考えられる。

実験 3 では両眼視差に加え、大きさの恒常性が奥行き手掛かりとして含んでいる。次章では、実験結果がどちらの奥行き手掛かりの影響を受け

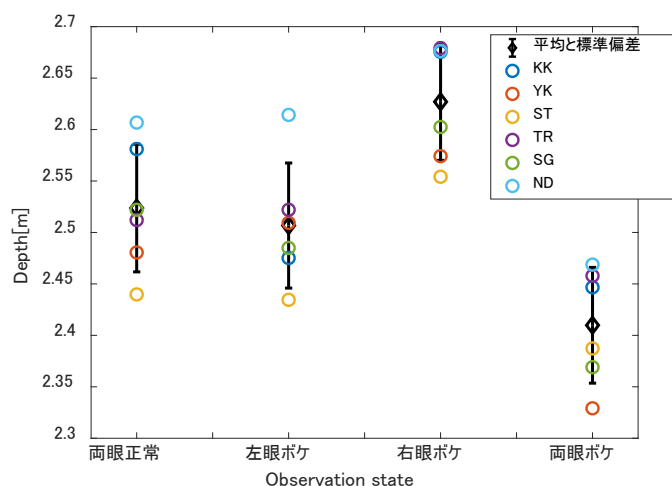


図 3 静止条件における実験結果

ているのかを調べるために、奥行き手掛かりを制御した実験を行う。

4. 奥行き手掛かりを制限した奥行き定位

4.1 実験方法

刺激の提示デバイスや観察状態は 2.1 と同様である。本章では、奥行き手掛かりを制限するため、大きさの恒常性もしくは両眼視差のどちらかのみを含む視覚刺激を作成した。

被験者は二つの白色の正方形を観察し、どちらの方が手前にあるかを 2AFC で回答した。二つの正方形のうち、片方は両眼正常状態で 2.5m の位置に表示される標準刺激であり、一方は 4 種類の観察状態のうちいずれかとした（実験 3 で用いた 8 種類の奥行き位置に提示される比較刺激）。正方形は $0.3 \times 0.3\text{m}$ とした。

両眼の視覚が正常な（不同視ではない）5 名の被験者に対して実験を行った。

4.2 実験結果

まず、大きさの恒常性のみを奥行き手掛かりとした実験結果を記す。各観察状態における全被験者の PSE を図 4 に示す。縦軸が奥行き距離であり、横軸が観察状態である。実験結果より、奥行き定位に有意差があったのは両眼正常と両眼ボケのみであり ($p=0.0291$)、他の組み合わせに有意な差はなかった。両眼正常と左眼ボケが同程度の奥行き定位であることと、両眼ボケの定位が最も手前であることは 3.2 節と同様の結果となったが、右眼ボケが最も奥に定位するという 3.2 節の結果とは一致しなかった。

次に両眼視差のみを奥行き手掛かりとした実験について記す。代表例として被験者 KK の実験結果を図 5 に示す。縦軸は比較刺激が標準刺激よりも手前にあると回答した確率であり、横軸は奥行き距離である。両眼正常状態の場合、確率が 0.5

となる 2.54m の位置に比較刺激を表示した場合に、2.5m の位置にある標準刺激と同じ奥行き位置にあると知覚したと解釈される。両眼正常の場合、定位の感度は不同視状態よりも感度が高いことが分かった。同義であるが、不同視状態においては感度が低い結果となった。両眼ボケでは大きく手前に定位する結果が観察された。他の被験者でも同様の結果となり、両眼正常以外では回答が偏ったため PSE が算出できないものもあった。

ヒトが生活していく中で、奥行き手掛かりが大きさの恒常性のみという状況はあるが、両眼視差のみであるという状況は遭遇しにくい。そのため、両眼視差のみの場合に刺激をぼかした時の結果が不安定になり感度が低下したと考えられる。一方で、両眼正常の実験結果の感度が良かったことから、刺激にボケが適用されていなければ奥行き手掛かりが両眼視差のみでも正常に奥行きを知覚できていると考えられる。

5. 既存モデルの検証と新モデルの構築

5.1 既存モデルの汎化性の検証

両眼視差推定に関する既存モデルで 3.2 節の実験結果を記述できるかどうかを検証した。既存モデルとして Lucas-Kanade 法 (LK 法) を採用した。

シミュレーションでは、実験で用いた 4 種類の観察状態を 2 フレームのランダムドットパターン (RDP) で再現した。RDP に標準偏差 $\sigma = 0.1$ でガウスぼかしを適用した像を、正常画像 (Fine image) であるとした。また、Fine image に $\sigma = 1.74$ のガウスぼかしを適用した像をボケ画像 (Blur image) とした。 $\sigma = 1.74$ のガウスボケは、ヒトを対象とした実験で用いたボケと同程度である。両フレームを Fine image にすることで両眼正常を、どちらか片方のフレームのみを Blur image にすることで不同視を再現した。2 フレーム目は 1 フレーム目を 1 ピクセル水平移動したものであり、両眼視差を表現した。

3.2 の実験結果を基に次の 4 項目をモデル予測とし、モデルの妥当性を評価した。

- I. 両眼ボケの推定結果は両眼正常よりも小さい。
- II. 左眼ボケの推定結果は両眼正常と同程度のものである。
- III. 右眼ボケの推定結果は全観察状態のなかで最大である。
- IV. 両眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最小である。

1000 種の像に対して行った LK 法の推定結果の平均と標準偏差を図 6 に示す。縦軸は LK 法による両眼視差の推定結果、横軸は観察状態を示す。両眼正常と両眼ボケの推定結果に有意な差があ

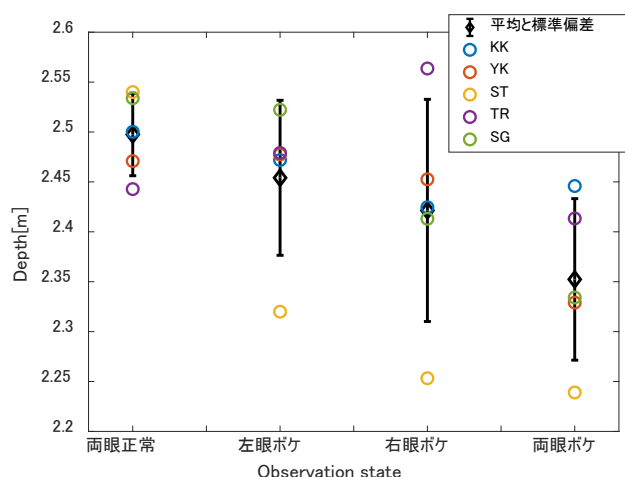


図 4 大きさの恒常性の実験結果

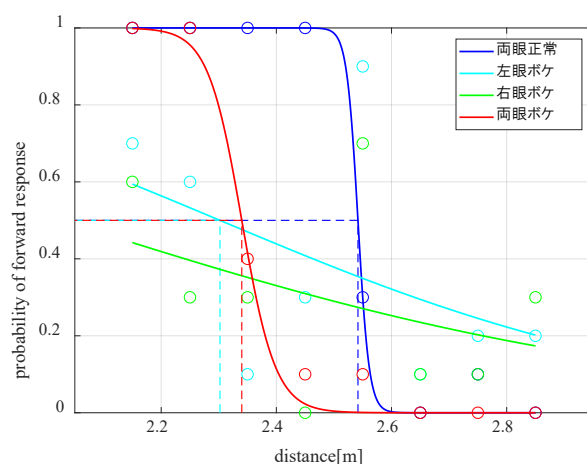


図 5 両眼視差の実験結果

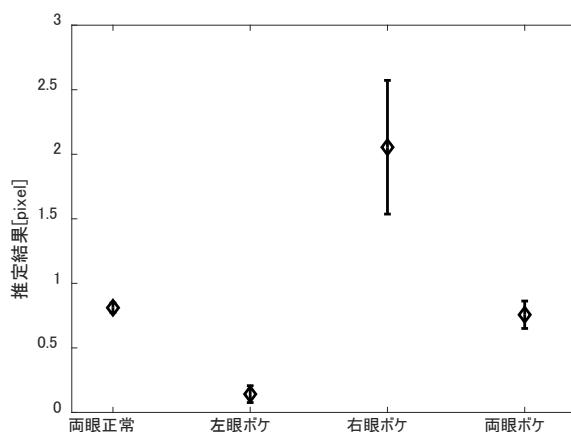


図 6 LK 法の推定結果

ったことから (2 標本 t 検定において $p = 5.72e - 8$) , I の妥当性が示された。また、右眼ボケの値が最大であったことから、III も示された。しかし、II と IV は LK 法では再現できなかった。

この原因として、空間微分の任意性が考えられる。LK 法では、以下の式を基に水平視差 Δx の推定を行っている。

$$f_x \Delta x + f_t = 0 \quad (1)$$

f_t は左右像間の差分 (右眼 - 左眼) であり、 f_x は

左右像のうち、どちらかの画像の空間微分である．ここに「左右どちらかの画像の空間微分を用いるのか」なる任意性が発生する．本研究では両フレームの画像の f_x を用いる視覚モデルを提案する

5.2 提案モデルの構築と検証

提案モデルでは、視差量の計算モデルとして局所最小 2 乗法による推定方法[4]を応用する．

$$S_{ij} = \iint_{\Gamma} f_i(x, y) f_j(x, y) dx dy \quad (2)$$

$$\Delta x = \frac{S_{xx}}{S_{xx}^2 + \varepsilon^2} S_{xt} \quad (3)$$

Γ の範囲は 3×3 , $\varepsilon = 10^{-4}$ とした． Δx は両眼視差推定量である．入力画像は 5.1 と同様である．以降左右の像をそれぞれ f^L , f^R と記す．

1000 種の画像に対する提案モデルによる Δx の推定結果の平均と標準偏差を図 7 に示す．縦軸は推定量であり、横軸は観察状態である．前述のとおりに f_x の計算は、 f_x^L もしくは f_x^R のどちらを採用するか任意性がある．図 7 では f_x^L を採用したときの結果を L-eye、逆に f_x^R を採用したときの結果を R-eye と記している．両眼正常（両眼ボケ）は両眼像が共に Fine（Blur） image であるため、図 7 の①や②のように推定結果は変化しない．しかし、不同視では左右の像が異なるため、 f_x の計算に用いる画像によって推定結果が変化する．例えば左眼ボケの場合、 f_x に用いる画像を Fine(Blur) image にすると推定結果は⑥（③）となる．

提案モデルでは、 Δx を L-eye と R-eye の線形和、すなわち $\Delta x = \lambda \cdot \text{L-eye} + (1 - \lambda) \text{R-eye}$ とした． $\lambda = 0.41$ としたときの視差推定結果を図 8 に示す．提案モデルにより、I, II, III, IV の全てを定性的に満たすことができた．Fine（Blur）image に重きをおいて計算した場合に左（右）眼ボケを定性的に再現した．この結果は、ヒトが奥行きを計算する際に、右眼の情報に重きをおいて計算している可能性があることを示唆している．

6 まとめ

VR デバイスを用いて実世界の視覚刺激に近似させた実験と、オプティカルフローを両眼視差推定に应用した既存モデルの汎化性の検証及び新しいモデルの構築を行った．ターゲットが動いている場合よりも静止している方が同一視と不同視の奥行き知覚に大きな差があり、静止条件に限定してより詳細に奥行き知覚特性を調べた．その実験結果は既存モデルでは予測することができなかった．そこで私は左右眼像それぞれの空間微分による計算結果の線形和を推定結果とする提案モデルを作成した．提案モデルは実験結果を全て定性的に予測することができた．

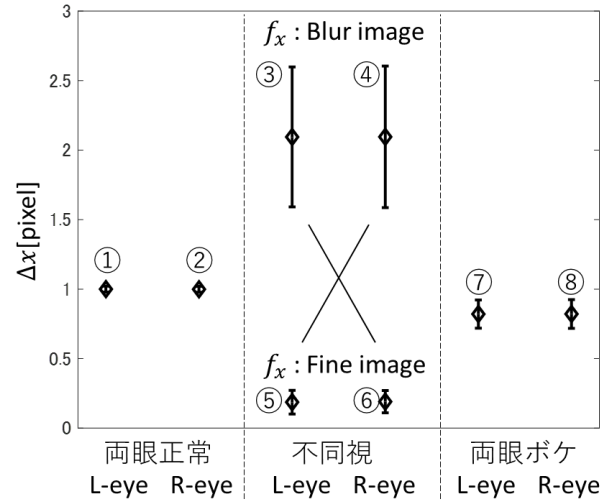


図 7 既存モデルの応用による視差推定結果

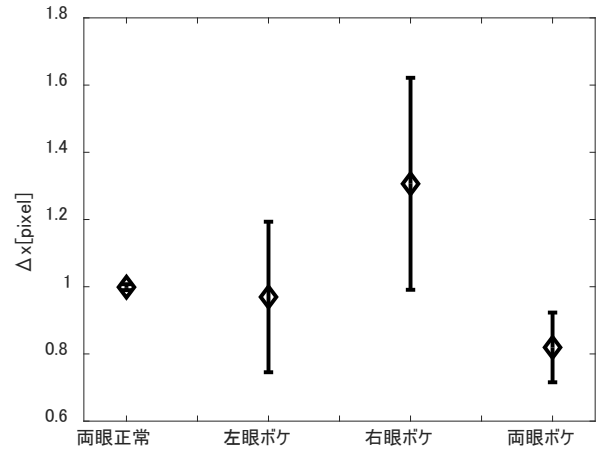


図 8 提案モデルによる視差推定結果

参考文献

- [1] K. Brooks & G. Mather, (2000), "Perceived speed of motion in depth is reduced in the periphery", *Vision Research*, 40, 3507-3516.
- [2] Z. Chen, S. T. Birchfield, (2007), "Person Following with a Mobile Robot Using Binocular Feature-Based Tracking", *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (October), 815-820.
- [3] G. Maehara, S. Araki, T. Yoneda, et al., (2019), "Suprathreshold Motion Perception in Anisometropic Amblyopia: Interocular Speed Matching and the Pulfrich Effect", *Optometry and Vision Science*, 96, 434-442.
- [4] 安藤 繁, (1986), "画像の時空間微分算法を用いた速度ベクトル分布計測システム", *計測自動制御学会論文集*, 22, 12, 1330-1336

目次

第 1 章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	研究の目的	3
1.3	本論文の構成	3
1.4	不同視	3
第 2 章	奥行き知覚に関する先行研究や既存モデル	4
2.1	視覚刺激のコントラスト変化による奥行き運動に関する先行研究	4
2.1.1	奥行き運動知覚に関する既存モデルの汎化性の検証	4
2.1.2	不同視状態における奥行き運動知覚特性	5
2.2	奥行き知覚に関する既存モデル	6
2.3	問題提起	7
2.4	解決方法	7
第 3 章	視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き運動知覚特性の計測	8
3.1	実験 1 : 3 種類の奥行き運動 (静止・接近・遠離) に対する奥行き定位の計測の目的	8
3.2	実験手法	8
3.2.1	視覚刺激	8
3.2.2	実験の流れ	9
3.2.3	被験者	10
3.3	実験結果	10
3.4	考察	13
第 4 章	静止条件における詳細な奥行き知覚特性	15
4.1	実験 2 : 静止条件における奥行き定位測定実験の目的	15
4.2	実験手法	15
4.2.1	視覚刺激・実験の流れ	15
4.2.2	被験者	15
4.3	実験結果	16
4.4	考察	17

第 5 章	奥行き手掛かりを制限した奥行き知覚特性	19
5.1	実験 3：奥行き手掛かりを制限した奥行き定位測定実験の目的	19
5.2	実験手法	19
5.2.1	視覚刺激・実験の流れ	19
5.2.2	被験者	21
5.3	実験結果	21
5.3.1	大きさの恒常性に限定した場合	21
5.3.2	両眼視差に限定した場合	22
5.4	考察	24
5.5	追実験（奥行き手掛かりを両眼視差に限定）の目的	25
5.6	追実験で用いる実験刺激	25
5.7	追実験：実験結果と考察	25
第 6 章	既存モデルによる汎化性の検証と提案モデルの構築	28
6.1	目的	28
6.2	既存モデルによる汎化性の検証	28
6.3	LK 法再現モデル	31
6.4	提案モデル：局所最小二乗法による両眼視差の推定	33
第 7 章	結論と今後の課題	41
7.1	結論	41
7.2	今後の課題	42
付録		43
A	実験 1, 2 で得られた心理測定関数	43
B	実験 3（大きさの恒常性）で得られた心理測定関数	48
C	視力の矯正が奥行き知覚に与える影響	50
謝辞		51
参考文献		52

目次

1.1	大きさの恒常性の例	2
1.2	両眼視差の例	2
2.1	対象物が接近したときの網膜像の変化	5
2.2	Maehara らの実験で用いられた視覚刺激	6
3.1	実験 1：仮想空間内の環境設定	9
3.2	被験者の観察状態	9
3.3	実験 1：フローチャート	10
3.4	PSE 算出の例	11
3.5	実験 1：実験結果	12
3.6	絶対距離と輻輳角の関係	14
4.1	実験 2：フローチャート	16
4.2	実験 2：実験結果	17
5.1	標準刺激と比較刺激の観察状態	20
5.2	両眼視差のみを手掛かりとしたときの刺激の説明図	20
5.3	実験 3 のフローチャート	21
5.4	大きさの恒常性のみを含む実験の結果	22
5.5	両眼視差のみを含む実験における全被験者の結果	23
5.6	実験 3 で表示される標準刺激と比較刺激	25
5.7	追実験の実験結果	27
6.1	シミュレーションで用いた RDP	29
6.2	LK 法による両眼視差推定	31
6.3	LK 法再現モデルの両眼視差推定結果	33
6.4	局所最小二乗法による両眼視差の推定結果	35
6.5	提案モデルによる推定結果	36
6.6	おおよその λ の値の調査	36
6.7	提案モデルと実験結果のスケールの比較	37
6.8	詳細な λ に関する最小二乗法の結果	37

6.9	提案モデルによる ΔD_L と ΔD_R を 4.1 : 5.9 の線形和とした視差推定結果	38
6.10	被験者ごとの最小二乗法の結果と両眼視差の推定結果及び実験結果	40
A.1	実験 1 : 静止条件の実験結果	44
A.2	実験 1 : 接近条件の実験結果	45
A.3	実験 1 : 遠離条件の実験結果	46
A.4	実験 2 の実験結果	47
B.5	実験 3 (大きさの恒常性に限定) の実験結果	49
C.6	視力の矯正が奥行き知覚に与える影響	50

第 1 章

序論

1.1 はじめに

ヒトは 3 次元空間で生活しているため、奥行きを知覚は重要である。コップやペットボトルを掴むためにも正確な奥行き知覚が必要となる。では、奥行きはどのような手掛かりを基に知覚されているのだろうか。

単眼性の奥行き知覚の手掛かりとして、遠上近下の位置や遠小近大、または色調の変化などで奥行きを表す線遠近法や空間遠近法、一様な模様が広がっているときに遠くにあるほどきめが細くなるきめ勾配や、大きさの恒常性が存在する。大きさの恒常性とは、事物の物理的大きさが熟知されている（経験的に見慣れたものである）場合や言語的、触覚的に物理的大きさの情報が与えられている場合、理論的にはその事物の物理的大きさと網膜像の大きさの比によって見えの距離が決定される奥行き手掛かりである。大きさの恒常性の例を図 1.1 に示す。図 1.1 に写る二体のフィギュアの物理的大きさは同じである。しかし、左図では写真に写っているフィギュアの大きさはかなり違うものとなっている。その原因は右図の様に二体のフィギュアの奥行き位置が大きく異なるためである。このように、遠いほうは小さく、近いものは大きく写る現象が大きさの恒常性である。大きさの恒常性はその物体の物理的大きさを知っているが故の現象であるため、しばしば錯視としても用いられる。

両眼性の奥行き手掛かりとして輻輳角の変化や両眼視差などが挙げられる。両眼視差とはある対象を固視しているときの左眼の視軸（あるいは視線）と右眼の視軸（あるいは視線）の方向の差のことをいい、それぞれの眼の節点を対象に対して張る角度で表される。立方体の上の面にある黒い点を注視しているときを例として図 1.2 に示す。この黒い点を通るオレンジの縦の直線があったとすると、黒い点の手前にある頂点の赤い点は両眼融合したときの像ではオレンジの直線状に存在する。しかし、左眼像である f^L では直線よりも右側に赤い点が存在する。一方、右眼像である f^R では直線よりも左側に赤い点が存在する。赤い矢印で表しているずれが（水平）両眼視差である。両眼間距離が約 0.06m であるため、このように左右眼で見えている像が異なる。ヒトは両眼視差を用いて物体を立体的に知覚し、奥行きを判断している。

ヒトの視覚のモデル化について考えるとき、両眼が正常な視覚を持っている場合に議論されることが多いが実際にはそうでない場合も考えられる。そうでない場合の例として、斜視や不同視のような左右眼で見え方が異なる場合が考えられる。斜視という状況を人為的に作り出すのは専用のメガネなどの道具が必要であるが、不同視はコンタクトレンズやメガネを着用している場合ならば容易に再現す

ることができる。それは片眼のみを裸眼で生活することである。これは私の実体験となるが、突然不同視になっても生活することは可能である。しかし、目的の物体までの距離感是不確かになり正確に位置を特定することが困難になった。そこで、本研究では同一視及び不同視の奥行き知覚及び奥行き知覚モデルについて議論していく。



図 1.1 大きさの恒常性の例。左図は正面から撮影した写真であり、右図は真上から撮影した図である。二体のフィギュアは物理的には同じ大きさであるが、右図のように位置している奥行きが異なることで左図のように大きさが変化する。

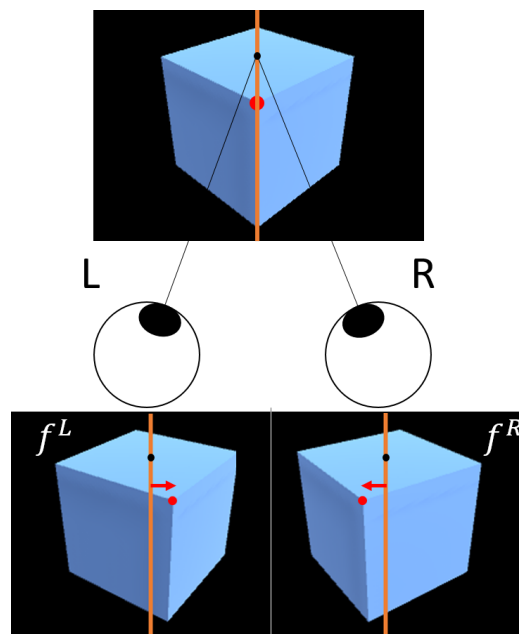


図 1.2 両眼視差の例。立方体を正面から見たときの視線を表している。L が左眼であり、R が右眼である。 f_L は左眼像を表し、 f_R は右眼像を表す。立方体の上の面にある黒い点を注視したとき、その手前の頂点にある赤い点は両眼融合時にはオレンジの直線状に存在するが、左眼像では直線の右側に存在する。一方、右眼像では左側に存在する。このずれを表した赤い矢印が水平両眼視差である。この視差が奥行きの知覚に重要な情報を与えている。

1.2 研究の目的

本研究は、視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き知覚の特性を明らかにすることを目的とする。そのために、(1). 同一視状態及び不同視状態を再現した奥行き知覚に関する心理物理実験によって、視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き知覚特性を計測し、(2). 実験結果に対して既存の奥行き知覚モデルで再現可能かを検証し、(3). 再現不可能であった場合には新たな数理モデルの構築を行う。

1.3 本論文の構成

第 1 章では研究の背景と目的を述べた。第 2 章では先行研究で得られた視覚刺激の空間周波数変調が奥行き知覚特性に与える影響についての知見や、既存の奥行き知覚モデルについて記述する。第 3 章では不同視を再現し、3 種類の奥行き運動を行うターゲットを対象に奥行き定位を計測し、考察を記す。第 4 章では、第 3 章の実験結果から静止条件における奥行き定位の詳細な計測を行う。第 5 章では、第 4 章の実験結果を実験的アプローチによって説明することを試みる。第 6 章では第 4 章で明らかとなった奥行き知覚特性を数理的アプローチによって説明することを試みる。最後に、第 7 章では本論文の結論と今後の課題を述べる。

1.4 不同視

不同視とは、左右眼の屈折度が異なる状態のことであり、左右眼の屈折度が約 2D 以上差のあるものは病的不同視として扱う場合が多い [1]。つまり、視力が左右眼で大きく異なる場合を指す。

第 2 章

奥行き知覚に関する先行研究や既存モデル

視覚刺激の空間周波数変調による奥行き知覚特性を心理物理実験によって計測した研究や、奥行き知覚に関する既存モデルについての研究がいくつか存在する。以下では、先の研究で報告されている奥行き知覚特性や既存モデルについて記述する。

2.1 視覚刺激のコントラスト変化による奥行き運動に関する先行研究

2.1.1 奥行き運動知覚に関する既存モデルの汎化性の検証

ヒトの奥行き知覚の両眼性の手掛かりとして、2 種類の手掛かりがモデル化されている。一つ目は IOVD(inter-ocular velocity difference) であり、二つ目は CDOT(changing disparity over time) である。IOVD モデルは対象の奥行き運動によって引き起こされる左右の網膜像間の速度の差から奥行きを判断している。CDOT モデルは両眼視差の時間変化から奥行きを判断している。簡易的にそれぞれの奥行きの求め方を説明する。図 2.1 は対象が t_0 の位置から $(t_0 + \Delta t)$ の位置に接近したときの網膜像の変化を示している。それぞれの図形は対応しており、対象は同一である。対象が接近したときの左眼の網膜像の移動量を X_L 、右眼の網膜像の移動量を X_R とする。図 2.1 では X_L がゼロより大きく、 X_R がゼロより小さい。

IOVD モデルでは、以下の式で定義される。

$$IOVD = \frac{dX_L}{dt} - \frac{dX_R}{dt} \quad (2.1)$$

左右眼それぞれの網膜像の速度を計算したのち比較した計算結果が正か負かによって奥行き運動の速度を判断している。例えば、図 2.1 では式 (2.1) の計算結果が正のため、接近の動きをしていると判断する。

それに対し、CDOT モデルでは以下の式で定義される。

$$CDOT = \frac{d(X_L - X_R)}{dt} \quad (2.2)$$

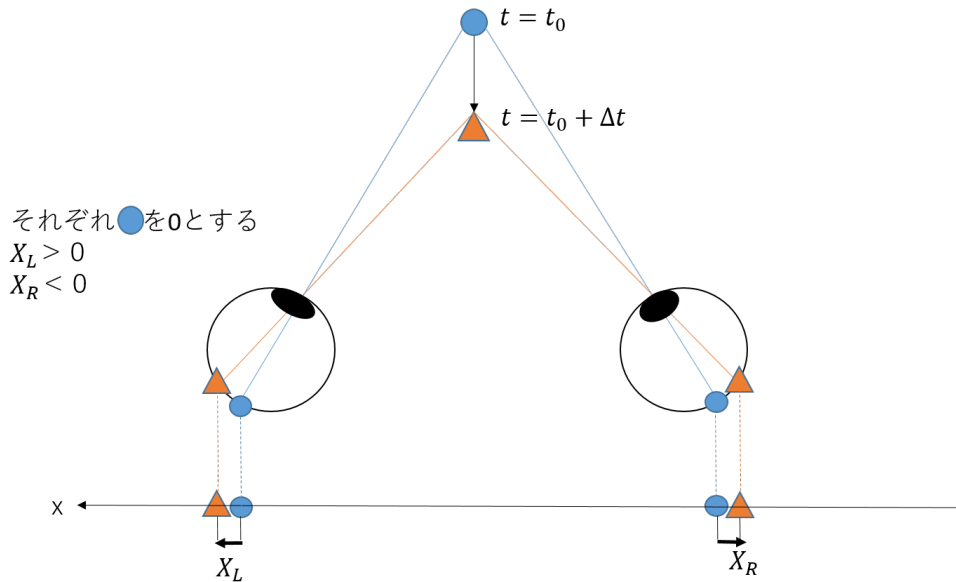


図 2.1 対象物が接近したときの網膜像の変化 [2]

まず網膜像の変位量を計算することで両眼視差を計算する．その後微分を行うことで対象の速度を判断している．例えば，図 2.1 では式 (2.2) の計算結果が正のため，ある速さで接近していると判断する．

このように，2つのモデルの出力結果は等しくなるが過程が異なっている．

Shioiri らは奥行き手掛かりを制限したときのコントラストの変化による奥行き運動知覚特性を，上記の既存モデルで予測できるかを調べた [3]．被験者はシャッター式メガネを着用した状態で 3D ディスプレイに表示されるランダムドットキネマトグラム (RDK) を観察し，奥行き運動方向（接近，遠離）を回答した．

この実験により，両眼のコントラストを小さくすることで奥行き運動方向の判別が困難になると，またコントラスト変化によるヒトの奥行き運動知覚特性を IOVD モデルで定性的に再現することができたと示した．

2.1.2 不同視状態における奥行き運動知覚特性

Maehara らは刺激のコントラストが異なる場合に，移動物体の速度に与える影響について議論した [4]．被験者は非優位眼のほうにのみ ND フィルターを適用した状態でシャッター式メガネを着用し，3D ディスプレイに表示される接近または遠離を模擬した映像を観察した．実験で用いられた視覚刺激を図 2.2 として引用する．被験者は左右眼の RDK の速度が一致するように調整した．

この実験によって，コントラストが小さくなることで知覚速度が遅くなる一方で，左右眼での輝度の不一致は奥行き運動知覚には影響を及ぼさないことが明らかとなった．

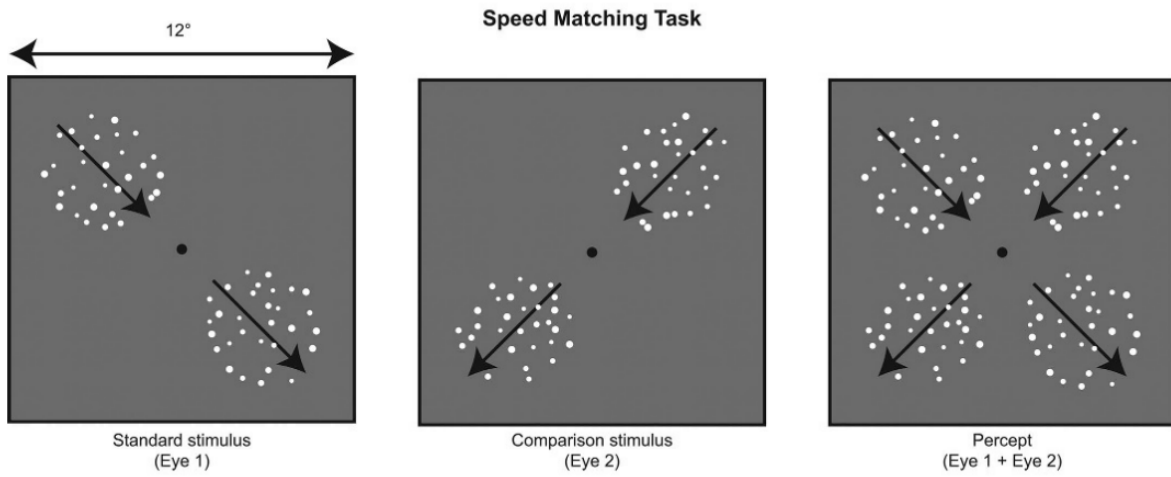


図 2.2 Maehara らの実験で用いられた視覚刺激

2.2 奥行き知覚に関する既存モデル

静止している物体に対する奥行き知覚モデルとして、両眼視差を推定するオプティカルフロー計算が挙げられる。両眼視差とは第1章でも述べたように網膜に投影されているターゲットの位置がどれだけ異なるかを検出したものである。つまり、左右眼像を模擬した画像間の点の対応を求めることによって両眼視差を求めることができる。オプティカルフローは画像における物体の見かけ速度の分布である。左右眼像を模擬した画像間の点の対応を求めることは、左右眼像が異なる時刻に撮影されたと考えることで、左右画像間でオプティカルフローを計算することと同義である。よって、多くの先行研究でオプティカルフロー計算を両眼視差推定に応用している [5]。

オプティカルフローには1つの制約が存在する。それは明るさの不変性（フレームが変化してもある点の色は変化しない）である。この制約から、画像 f におけるある座標の輝度 $f(x, y, t)$ は Δt だけ画像を移動した $f(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t)$ と同じであると仮定すると以下の式が得られる。

$$f(x, y, t) = f(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) \quad (2.3)$$

式 (2.3) を一次項までテイラー展開を行うと以下の様になる。

$$\frac{\partial f}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial f}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial f}{\partial t} \Delta t = 0 \quad (2.4)$$

$$f_x \Delta x + f_y \Delta y + f_t \Delta t = 0 \quad (2.5)$$

式 (2.5) の Δx と Δy が求めたい値であるが、未知数が二つなので解くことができない。そこで既存モデルとして、本研究では MATLAB の Lukas-Kanade 法（LK 法）を用いる。LK 法とは Lucas-Kanade 法の略称で、1981 年に Bruce D. Lucas と金出武雄によって提案されたオプティカルフローを求める手法である。LK 法ではさらに二つの制約が存在する。時間的な連続性（ある点の動きは微小である）と、空間的な一様性（ある点の周辺は同じ面に属している）である。空間的な一様

性を適用し全ての点で計算を行うと以下の様にまとめることができる.

$$\begin{aligned}
 f_x(q_1)\Delta x + f_y(q_1)\Delta y &= -f_t(q_1) \\
 f_x(q_2)\Delta x + f_y(q_2)\Delta y &= -f_t(q_2) \\
 &\vdots \\
 f_x(q_n)\Delta x + f_y(q_n)\Delta y &= -f_t(q_n) \\
 Av &= B
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

最小二乗法により, 求めたい値は以下の様に求めることができる.

$$v = (A^T A)^{-1} A^T B \tag{2.7}$$

このように LK 法などによるオプティカルフローから両眼視差を推定した研究は多数存在する. Chen と Birchfield は人を追跡する移動ロボットにおいて, ロボットの眼に映る画像内の人物の位置を特定するために LK 法を用いており, その結果動く人をリアルタイムで追跡することが可能となった [6]. また, Okada らは目標物体を追跡する手法において距離情報を抽出する際にオプティカルフローを計算することで視差を求めた [7].

2.3 問題提起

これまでの先行研究では, 不同視の奥行き知覚を計測する際, 不同視を再現するために左右眼でコントラストを変化させる方法が多く行われていた. しかし私の実体験より, 実際の不同視はコントラストの変化よりもボケを適用した際に再現性が高いと考えた. 不同視の患者を対象にした実験は存在するが, ボケを適用して人為的に不同視を再現して奥行き実験を行った例はほとんど存在しない. よって, 左右眼のうちどちらか一方のみの視覚刺激にボケを適用した状態で奥行き知覚に関する実験を行うことが必要である. また, 奥行き知覚に関する奥行き手掛かりには両眼視差, 大きさの恒常性などが存在する. ヒトの視覚の特性をより詳細に調べるためにはこれらの奥行き手掛かりを制御し, 実世界を忠実に模倣した刺激を提示する必要があるだろう.

2.4 解決方法

そこで本研究では, 左右眼に映る映像を別々にレンダリングできる Head-mounted Display : HMD の一つである Oculus Quest を用いて, 奥行き知覚特性を心理物理実験によって調査する. 実験結果に対して定量的な解析を行うことで, 既存モデルの汎化性の検証及び新しいモデルの作成を試みる. Oculus Quest は左右眼それぞれにレンズが存在している. そのため, 左右眼で別々の映像を提示するため, 片眼に映る映像のみにボケを適用することが可能になる. また, HMD によって Virtual Reality 空間に没入することができるため, 実世界に近い環境で実験を行うことができる.

第 3 章

視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き運動知覚特性の計測

3.1 実験 1：3 種類の奥行き運動（静止・接近・遠離）に対する奥行き定位の計測の目的

本章では、VR 装置を用いて視覚刺激の空間周波数変調が与える奥行き運動知覚特性の変化を計測し、データ解析を行う。具体的には、ターゲットが 3 種類の奥行き運動（静止・接近・遠離）をしている場合のヒトの奥行き定位を計測する。様々な運動条件・観察状態における実験結果を定量的に解析することで、ヒトの奥行き知覚特性を調査することを目的とする。

3.2 実験手法

本研究では疑似三次元空間と不同視を再現するために、Unity（バージョン 2018.3.11）で仮想空間を作成した。HMD デバイスである Oculus Quest を通じて作成した仮想空間の状態を被験者に提示するために、左右それぞれの眼に提示する映像をレンダリングした。変数は観察状態、基準面の点滅タイミング、ターゲットの運動状態の 3 種とした。

3.2.1 視覚刺激

図 3.1 に接近・遠離条件における実験環境を示す。この実験で用いた奥行き位置、ターゲットの速度は Unity 内で定義したものである。ターゲットは直径 0.3m の黄色の円であり、二つの基準面は 0.7×0.2 [m] の白色の長方形である。基準面の間隔は 0.6m である。基準面は常時 2.5m の位置に提示された。接近条件の場合、ターゲットは 4.5m の位置から 1.0m/s の速度で接近し、遠離条件の場合は 0.5m の位置から同様の速度で遠離した。静止条件は表示されたターゲットの位置から移動することはない。

観察状態は、同一視状態である両眼正常と両眼ボケ、不同視状態である左眼ボケと右眼ボケの 4 種類である。本研究ではガウシアンフィルタによるぼかしを適用することでボケをシミュレートした。両眼正常とは両眼の映像にボケを適用していない状態であり、両眼ボケとは両眼の映像にボケを適用

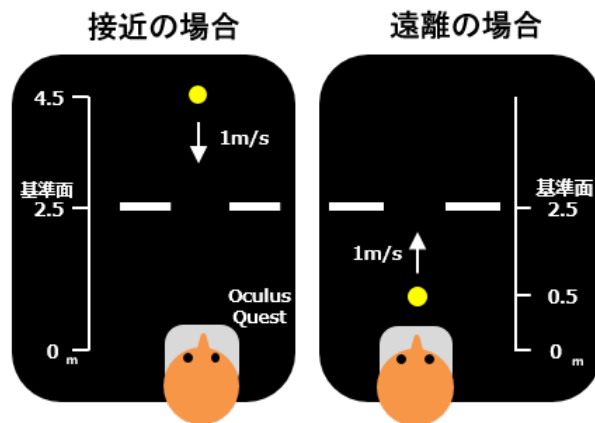


図 3.1 実験 1 における仮想空間内の環境設定。接近条件は 4.5m の位置から 1.0m/s でターゲットが接近する。遠離条件は 0.5m の位置から同じ速度でターゲットが遠離する。基準面は 2.5m の位置に常時提示した。

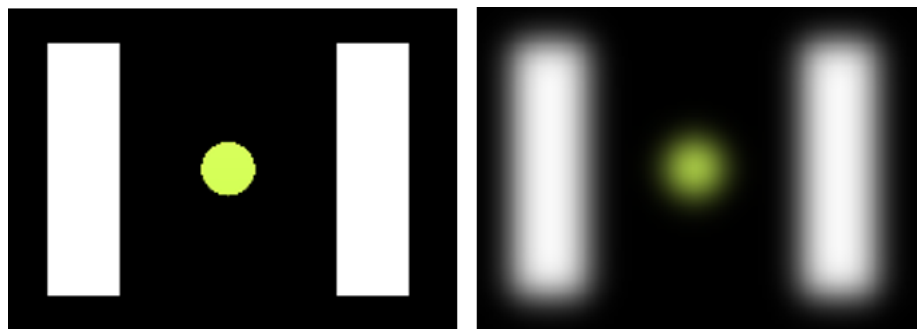


図 3.2 被験者の観察状態。左側がボケを適用していない状態であり、右側がボケを適用した状態である。ボケは画面全体に反映されるため、基準面もターゲットもボケの対象である。

した状態である。左眼ボケは左眼の映像にのみボケを適用した状態であり、右眼ボケは右眼の映像にのみボケを適用した状態である。ボケの適用前と適用後の観察状態を図 3.2 に示す。ボケを適用した場合、ターゲットのみではなく画面全体に反映されるため、基準面もボケの対象である。

本実験では奥行き手掛かりとして、両眼視差と大きさの恒常性を採用した。実験を複雑にしないために上記の奥行き手掛かり以外からの刺激による奥行き知覚に対する影響を最小にする必要がある。奥行き手掛かりの一つである線形遠近法やきめ勾配を排除するために暗闇の仮想空間を再現した。

3.2.2 実験の流れ

実験のフローチャートを図 3.3 に示す。被験者はターゲットを観察し、基準面が緑色に点滅したときにターゲットが基準面よりも手前にあったか、奥にあったかを二肢強制選択法 (2 Alternative Forced Choice Task: 2AFC) で回答した。基準面は 8 種類のタイミング (刺激開始から 1.65s, 1.75s, ..., 2.35s) で緑色に 30ms の間点滅した。基準面が緑色に変化している時間が長い場合、運動しているターゲットが移動していまい正確な実験を行うことができないため、点滅時間は最短にする必要があった。本実験で適用した 30ms は Oculus Quest が実行することができる点滅の最短時間である。

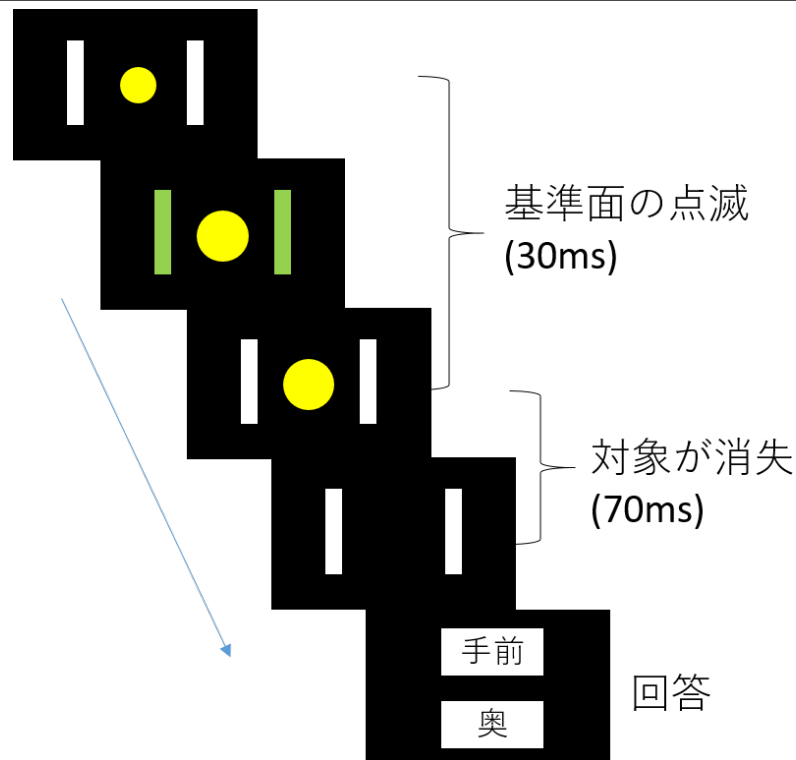


図 3.3 実験 1 のフローチャート．白色の長方形は基準面であり，2.5m の位置に常時提示された．黄色の円はターゲットである．被験者は基準面が緑色に点滅をしたタイミングで，ターゲットが基準面よりも奥にあったか手前にあったかを 2AFC で回答した．

静止条件の場合，ターゲットは基準面の点滅開始時に提示された．全運動条件において，ターゲットは基準面が点滅を始めてから 0.1s 後に消失した．

実験は運動条件ごとに行われた．一つの条件につき 10 試行ずつ行い，各運動条件ごとに 320 試行であった．本実験は恒常法を用いて行われた．

3.2.3 被験者

被験者として，22 歳～25 歳の筆者を含める男性 4 名が参加した．被験者には事前にランドルト環による簡易視力検査を行い，不同視でないことを確かめた．本実験は電気通信大学ヒトを対象とする実験に関する倫理審査の承認を得て実施された．

3.3 実験結果

以下に被験者 KK の静止条件かつ両眼正常の実験結果を例として図 3.4 に示す．横軸を「基準面が点滅した際のターゲットの奥行き位置」，縦軸を「基準面よりもターゲットの方が手前であると回答した確率」として実験結果をプロットした．例えば，ターゲットを 2.1m の位置に提示したときに，被験者 KK は 100% の確率でターゲットの方が基準面よりも手前にあると知覚し，2.9m の位置にターゲットを提示した場合，被験者 KK は 90% の確率でターゲットの方が基準面よりも奥にあると知覚することを意味する．これらのデータをロジスティック回帰モデルでフィッティングした．フィッ

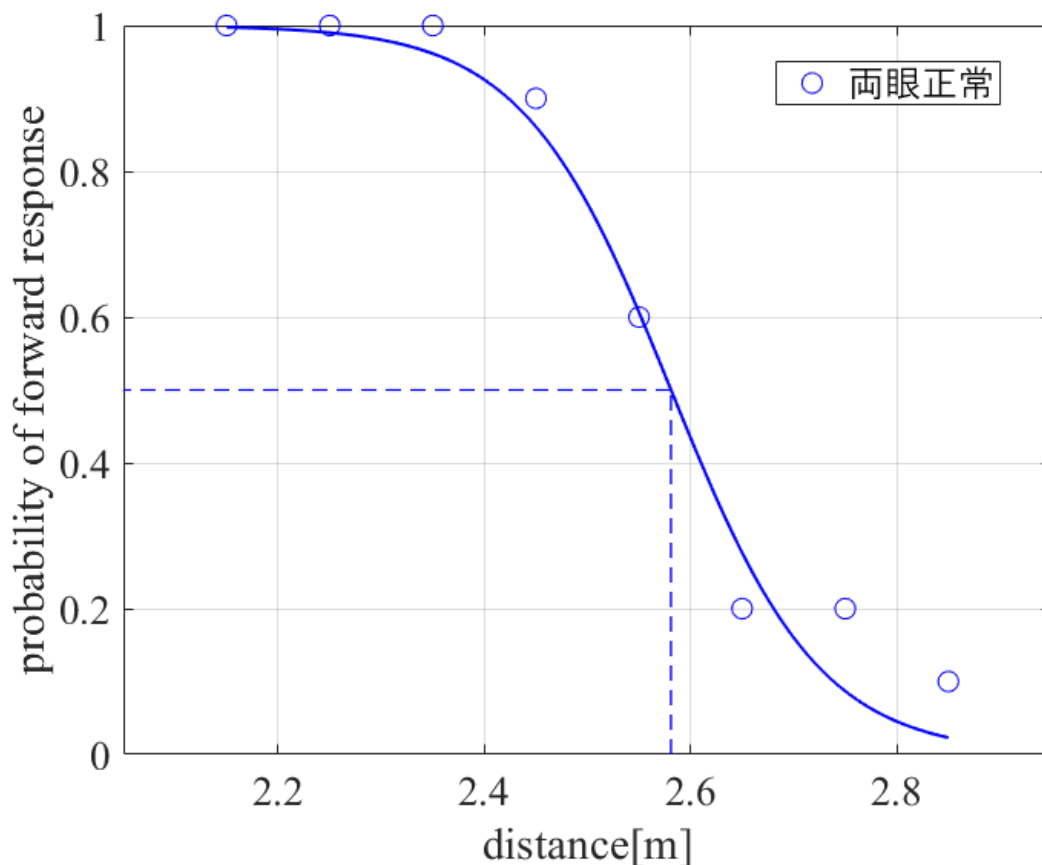


図 3.4 被験者 KK の静止条件かつ両眼正常で得られたデータを PSE 算出の例とする．グラフの横軸は基準面が点滅したときのターゲットが奥行き位置，縦軸はターゲットの方が基準面より手前にあると回答した確率を示す．ロジスティック回帰モデルでフィッティングし，関数の値が 0.5 となるターゲットの奥行き位置を被験者が主観的に基準面と同じ奥行き位置であると知覚する値 (PSE : Point of Subjective Equality) とする．

フィッティングに用いた式を式 (3.1) に示す． $f(x) = 0.5$ のときの x 軸の値を被験者が主観的にターゲットと基準面と同じ奥行き位置にあると知覚した点，いわゆる主観的等価点 (PSE : Point of Subjective Equality) として扱う．被験者 KK は静止条件かつ両眼正常の場合，2.58m の位置にターゲットを提示したときに 2.50m に提示されている基準面と同じ奥行き位置であると知覚したといえる．

$$f(x) = 1 - \frac{1}{1 + \exp \frac{a-x}{b}} \quad (3.1)$$

図 3.5 にそれぞれの運動状態での各観察状態における，全被験者の PSE の平均を示す．黄色の円が全被験者の平均 PSE であり，エラーバーは標準偏差を示す．縦軸はそれぞれの観察状態と基準面からの奥行き距離の差，横軸は運動条件を示す．図中の白いバーは 2.5m に提示されている基準面を示す．

最初に接近条件について説明する．両眼正常の被験者の平均 PSE は約 2.56m，左眼ボケは約 2.48m，右眼ボケは約 2.51m，両眼ボケは 2.53m 程度であった．接近条件では，どの観察状態でも基準面の奥行きから $\pm 0.06m$ の範囲に定位していたことからボケを適用していても適用していないと

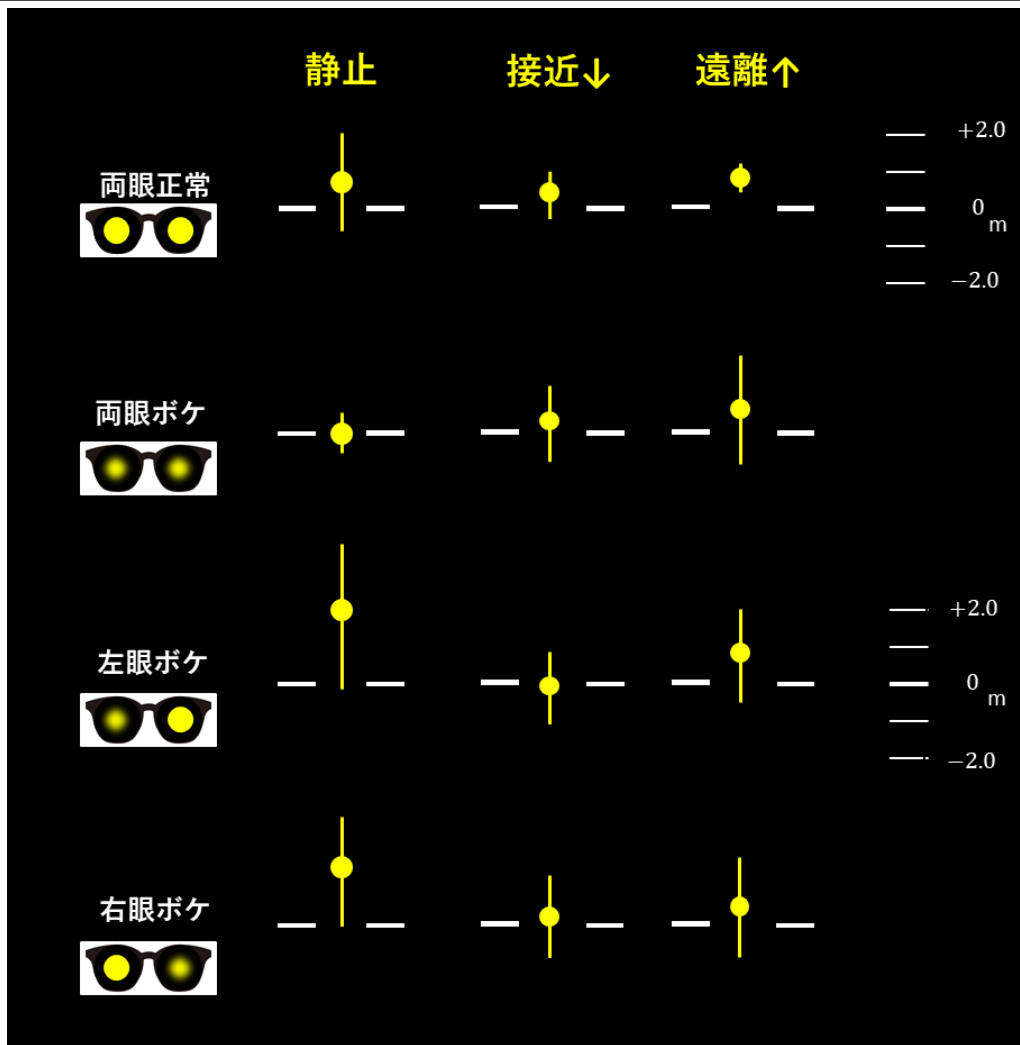


図 3.5 実験 1 の実験結果。黄色の円は全被験者の平均 PSE を表す。エラーバーは標準偏差を表す。接近条件はどの観察条件でも基準面のあたりに定位した。遠離条件はどの観察状態でも基準面よりも奥に定位した。静止条件は同一視と不同視の間にある程度の差があり、不同視のほうが奥に定位した。

きと同等の奥行き知覚であるといえる。

遠離条件について説明する。両眼正常の平均 PSE は約 2.62m、左眼ボケは約 2.59m、右眼ボケは約 2.56m、両眼ボケは 2.59m 程度であった。遠離条件では、いずれの観察状態においても基準面よりも奥に定位した。接近状態と同様に同一視と不同視の間に大きな差は見られなかった。

最後に静止条件について説明する。両眼正常の平均 PSE が 2.58m、左眼ボケが 2.68m、右眼ボケが 2.65m、両眼ボケが 2.49m 程度であった。不同視状態が最も奥に定位し、両眼ボケ状態が最も手前に定位した。静止条件では同一視と不同視の間にある程度の差があった。

3.4 考察

接近条件と遠離条件では、同一視と不同視の間に大きな差はなかった（2標本t検定により、接近条件は $p = 0.18$ ，遠離条件は $p = 0.33$ ）。ほとんどの観察状態において接近条件よりも遠離条件の方が奥に定位した。この原因としてフラッシュラグ効果が考えられる。フラッシュラグ効果とは、運動する点の近傍に静止した点を一瞬だけ点滅させたとき、運動刺激が運動方向にずれて見える錯視である。この錯視により、接近条件では基準面よりも手前に、遠離条件では基準面よりも奥に定位することが考えられるため、遠離条件ではフラッシュラグ効果が影響していると考えられる。両眼正常の平均 PSE が最も奥に定位していたことから、最も視界が良い状態で観察できる両眼正常が最も強くフラッシュラグ効果の影響を受けたと考えられる。しかし、接近条件ではフラッシュラグ効果で予想される現象である基準面よりも手前の定位は見られなかった。この原因として、接近と遠離の知覚速度差が考えられる。ヒトは運動するターゲットの速度を知覚する際に、輻輳角を手掛かりのうちの一つに用いる。両眼間距離を E ，奥行き運動を始める瞬間の絶対距離を F とするとき、輻輳角 (θ) は以下の式で表される。

$$\theta = 57.3 \times \frac{E}{F} \quad (3.2)$$

図 3.6 に絶対距離と輻輳角の関係を示す。縦軸は輻輳角であり、横軸は絶対距離である。図 3.6 は遠離条件のターゲットの運動開始位置（0.5m）から接近条件のターゲットの運動開始位置（4.5m）までの輻輳変化を示している。遠離運動の範囲である 0.5m から 2.5m までの輻輳角の変化は約 5.5deg であるのに対し、接近運動の範囲である 2.5m から 4.5m までの輻輳角の変化は約 0.61deg であった。輻輳角の変化量は両眼視差の変化量と同義であるため、遠離運動の方が両眼視差の変化量が大きいといえる。両眼視差の変化量が大きいとその分知覚する速度も大きくなるため、本実験では遠離運動の方が接近運動よりも速く運動しているように知覚すると捉えることができる。そのため、遠離運動ではフラッシュラグ効果に大きく影響された一方で、接近運動ではあまり影響を受けなかったと考えられる。

静止条件では、同一視と不同視の間にある程度の差があった（2標本t検定により、 $p=0.056$ ）。この結果から、不同視の奥行き知覚特性を調べるにあたり、まず静止条件に着目してさらに実験を行っていくことが重要であり、その実験結果が不同視の奥行き運動知覚の基盤になると考えた。

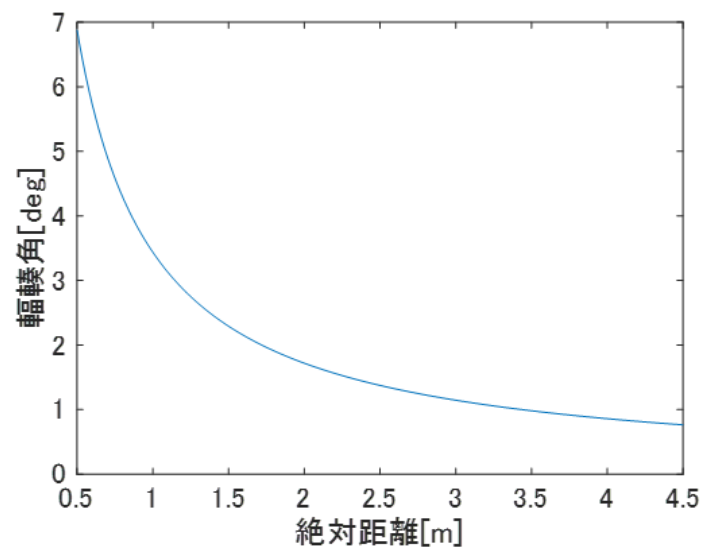


図 3.6 絶対距離と輻輳角の関係. 遠離条件のターゲットの運動開始位置 (0.5m) から接近条件のターゲットの運動開始位置 (4.5m) のまでの輻輳変化を示している. 基準面が提示されている 2.5m までの場合, 接近よりも遠離の方が輻輳角変化が大きいため知覚速度も大きくなる.

第 4 章

静止条件における詳細な奥行き知覚特性

4.1 実験 2：静止条件における奥行き定位測定実験の目的

前章にて、ターゲットが運動しているよりも静止している場合において同一視と不同視の奥行き定位にある程度の差があることがわかった。よって、静止条件における実験をさらに詳細に行うことで奥行き知覚特性を調査していく。

4.2 実験手法

4.2.1 視覚刺激・実験の流れ

実験 1 では基準面である長方形の 4 辺すべてが観察できていたが、それが被験者に追加の奥行き手掛かりを与えており、同一視と不同視を比較する際のノイズとなってしまう可能性があった。そのため、基準面を $10 \times 0.1\text{m}$ の縦長の長方形にすることで、画面中央を固視したときに上端と下端が見えないように設定した。このように設定することで、基準面に関して垂直両眼視差を除くことができる。基準面の間隔は実験 1 と同様に 0.6m であった。さらに、色の膨張の可能性も考え、実験 2 ではターゲットを一辺が 0.3m の白色の正方形に設定した。基準面は常時 2.5m の位置に提示された。図 4.1 に実験 2 のフローチャートを示す。ターゲットは刺激開始から一定のタイミングで 100ms 表示された。ターゲットの表示する奥行き位置は 8 種類（基準面を基準の奥行き位置として、 -0.35 , -0.25 , \dots , $+0.25$, $+0.35\text{m}$ ）であった。この実験で用いた奥行き位置は Unity 内で定義したものである。観察状態は実験 1 と同様に 4 種類であった。

被験者は実験 1 と同様に、ターゲットが基準面よりも手前にあるか奥にあるかを 2AFC にて回答した。各条件につき 10 試行ずつ行われ、総試行回数は 320 試行であった。本実験は恒常法を用いて行われた。

4.2.2 被験者

被験者として、22 歳～24 歳の筆者を含める男性 6 名が参加した。6 名のうち、3 名は実験 1 に参加した被験者である。被験者には事前にランドルト環による簡易視力検査を行い、不同視でないことを確かめた。本実験は電気通信大学ヒトを対象とする実験に関する倫理審査の承認を得て実施された。

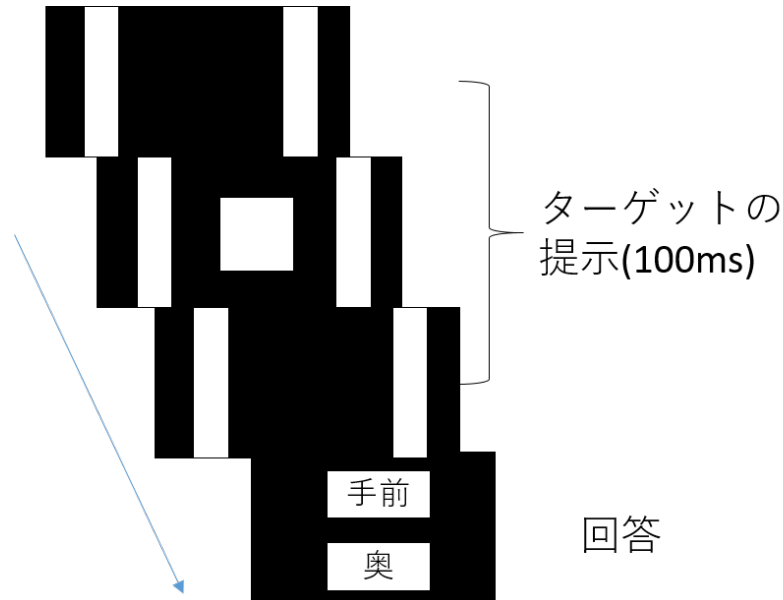


図 4.1 実験 2 のフローチャート．白色の長方形（縦長）は 2.5m の位置に常時表示されている基準面であり，白色の正方形はターゲットである．ターゲットはあるタイミングで 100ms の間提示される．被験者は提示されたターゲットが基準面よりも奥にあったか手前にあったかを 2AFC で回答した．

4.3 実験結果

図 4.2 に各観察状態における全被験者の PSE と平均を示す．エラーバーは標準偏差を示す．縦軸は奥行き距離，横軸は観察状態を示す．

両眼正常の被験者の平均 PSE はおよそ 2.52m，左眼ボケではおよそ 2.51m，右眼ボケではおよそ 2.63m，両眼ボケでは 2.41m 程度であった．実験結果より，両眼正常と左眼ボケの奥行き定位が同程度であることがわかる ($p = 0.432$)．しかし，右眼ボケでは観察状態の中で最も奥に定位をしたことから（両眼正常と右眼ボケ： $p = 7.61 \times 10^{-4}$ ，左眼ボケと右眼ボケ： $p = 2.70 \times 10^{-3}$ ，両眼ボケと右眼ボケ： $p = 6.98 \times 10^{-6}$ ），同じ不同視であってもボケを適用する眼によって異なる結果となった．さらに，両眼ボケでは観察状態の中で最も手前に定位した（両眼正常と両眼ボケ： $p = 2.00 \times 10^{-3}$ ，左眼ボケと両眼ボケ： $p = 1.06 \times 10^{-2}$ ）．これらの結果からボケを適用することで一様により手前または奥に定位するということではないと判明した．さらに，ボケを適用しても適用していないときの奥行き定位と同等となる左眼ボケの存在が明らかとなった．

第 3 章の静止条件の実験結果では両眼ボケの定位が基準面と同等の位置であったのに対し，本実験では基準面よりも手前の定位となった．一方で左眼ボケは基準面よりも奥に定位していた実験 1 と異なり両眼正常と同等の定位となった．また，第 3 章の静止条件の実験結果と比較すると，両眼ボケ状態を除いて標準偏差が 1/2 以下になったことからより詳細にヒトの奥行き知覚特性を測定することができたといえる．本実験を行った 6 名が同じ傾向であったことから，静止条件における実験結果として本実験の結果を採用して考察を行う．

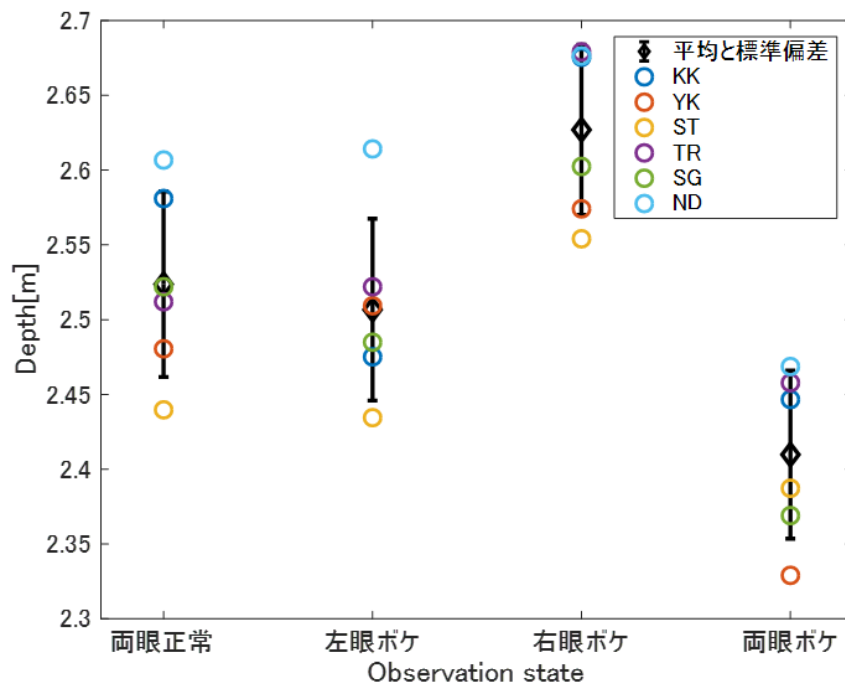


図 4.2 実験 2 の各条件における PSE. 図中のマーカーは被験者一人の PSE を表している. 中抜きのダイヤ型は全被験者の PSE の平均を表し, エラーバーは標準偏差を表す. 左眼ボケの定位は両眼正常と同等であった. 右眼ボケは全観察状態の中で最も奥に定位し, 両眼ボケは最も手前に定位した.

4.4 考察

右眼ボケが最も奥に定位したことの原因として, 大きさの恒常性と両眼視差の両方の観点から考察する. 大きさの恒常性では, ターゲットがより奥に位置すると網膜に映る像が小さくなるため, 知覚する大きさはより小さくなる. この現象に従うと, 右眼ボケの平均 PSE である 2.63m の位置にあるターゲットは 2.5m よりも小さく知覚するはずである. よって, 2.63m の位置に提示されるターゲットが 2.5m の位置と同じ奥行きであると知覚するためには, 被験者は実際のターゲットよりも大きく知覚していると考えられる. 次に両眼視差はターゲットの奥行き距離によって変化する. より奥にターゲットが位置する場合は両眼視差は小さくなる. よって, 知覚している両眼視差量がより大きくなる場合に右眼ボケ状態の実験結果となると考えられる.

同様に両眼ボケが最も手前に定位したことについても考察する. 大きさの恒常性では, ターゲットが手前の位置に存在するほど知覚する大きさはより大きくなる. 両眼ボケの平均 PSE である 2.41m の位置に存在するターゲットは 2.5m の位置に存在する場合よりも大きく知覚するはずである. よって両眼ボケでは, 被験者は表示されているターゲットよりも小さく知覚していると考えられる. また, 両眼視差はターゲットが手前に位置するほどより大きくなる. 両眼ボケの実験結果のようになるためには, 被験者が知覚する両眼視差量が実際よりも小さくなる必要があると考えられる.

さらに, 左眼ボケは両眼正常と似たような結果であった. これは大きさの恒常性や両眼視差の奥行

き手掛かりによる情報が両眼正常と同程度であったということである。これは単眼性の手掛かりである大きさの恒常性だけではなく、両眼性の手掛かりである両眼視差もボケの影響を受けていないと考えられる。しかし、両眼ボケの結果からボケは奥行き定位に影響を与えることが示唆されてる。よって、左眼ボケでは大きさの恒常性のみを用いて奥行き定位を行った可能性が考えられる。この結果から、ヒトは状況に応じて奥行き手掛かりの取捨選択を行うことができるかもしれない。右眼ボケは左眼ボケとは異なり、より奥に定位していたことから、手掛かりの取捨選択はある条件が達成したときに実行されている可能性がある。

同一視状態で比較をすると、ボケという視覚効果がターゲットをより手前に知覚させているといえる。しかし、これは両眼をぼかした場合のみであり片眼のみをぼかした場合では異なる結果となった。さらに、左眼ボケと右眼ボケ状態の結果にも統一性はなかった。この原因として被験者の優位眼が考えられたため調査した。本研究では優位眼を決定する方法として手窓サイティングを用いた [8]。その結果優位眼にも統一性はなく、被験者 6 名中 3 名が右眼であり、残りの 3 名が左眼であった。よって、左眼ボケと右眼ボケ状態の結果に統一性がなかった原因は優位眼ではないと考えられる。

本章では基準面の奥行き手掛かりは制限したものの、実験そのものの奥行き手掛かりは制限をせずに行った。本章の実験結果の原因を解明するため、実験的・数理的にアプローチしていく。

第 5 章

奥行き手掛かりを制限した奥行き知覚特性

5.1 実験 3：奥行き手掛かりを制限した奥行き定位測定実験の目的

前章にて、静止条件における詳細な奥行き知覚特性を測定したが、不同視である 2 種類の観察状態に統一性はなく、さらにぼかしの視覚効果についても統一性のない結果となった。そこで、このような結果になった原因は第 3 章や第 4 章の実験に含まれていた奥行き手掛かりである大きさの恒常性か両眼視差のどちらかなのではないかと考えた。本章では、奥行き手掛かりを制限した状態で、両眼正常とボケを適用した不同視・両眼ボケの奥行き定位を直接比較し、第 4 章の結果の原因を解明することを目的とする。

5.2 実験手法

5.2.1 視覚刺激・実験の流れ

本章の実験では、標準刺激と比較刺激を用いる。標準刺激と比較刺激の観察状態を図 5.1 に示す。図 5.1 は標準刺激を右側に提示する正方形、比較刺激を左側に提示する正方形として各観察状態を表す。左眼に映る像を f^L 、右眼に映る像を f^R としている。グレーに塗りつぶされた正方形のみボケを適用していることを表している。標準刺激は常にぼかしのない両眼正常で 2.5m の位置に提示された。比較刺激は両眼正常、左眼ボケ、右眼ボケ、両眼ボケの 4 種類の観察状態で 8 種類の奥行き位置 (2.5m を基準の奥行きとして、-0.35, -0.25, \dots , +0.25, +0.35m) に提示された。

大きさの恒常性のみを含む実験の場合、大きさと距離の不変性仮説に従ってターゲットの位置によって表示する大きさは変更されるが、両眼間で同様の位置に刺激を表示することで両眼視差情報が適用されないように設定した。標準刺激と比較刺激の大きさは $0.3 \times 0.3[\text{m}]$ とした。

また、両眼視差のみを含む実験の場合、図 1.2 のように左右眼間で視差をつけるように表示をした。刺激の奥行き距離によって表示する大きさが変化しないようにするために、4 辺全てが視界に入りきらない正方形を表示した。二つの正方形の大きさは $10 \times 10[\text{m}]$ とした。図 5.2 のように緑枠を視界であると想定すると、二つの正方形のうち向き合った一辺のみを観察するように設定した。

実験 3 のフローチャートを図 5.3 に示す。刺激開始から 0.2s 後に標準刺激と比較刺激を 0.5s の間

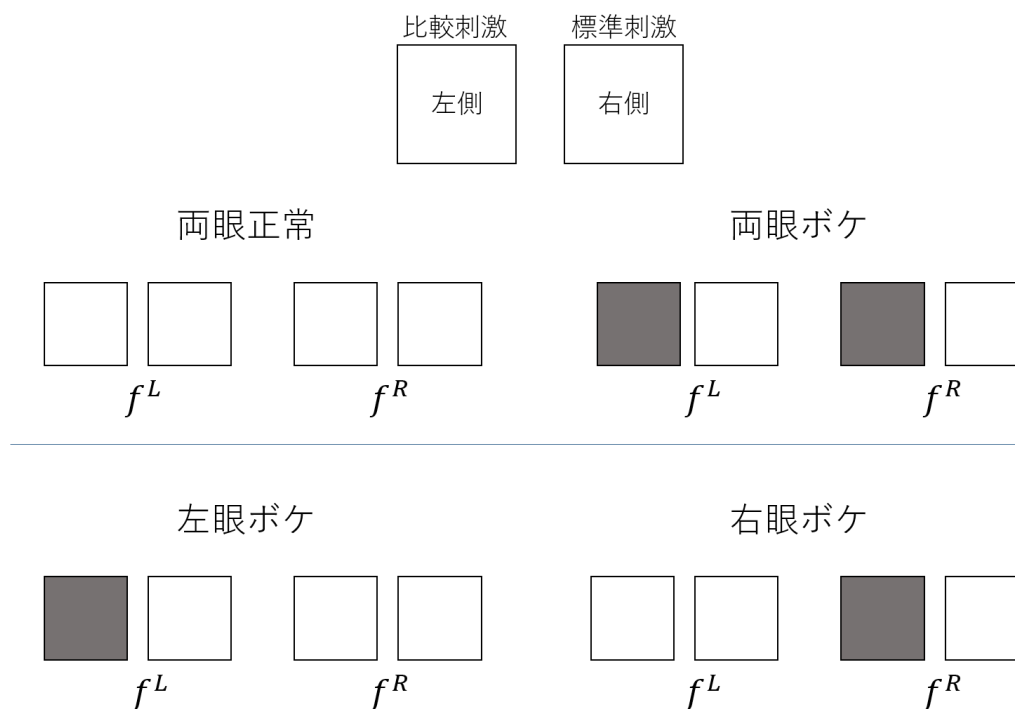


図 5.1 標準刺激と比較刺激の観察状態。標準刺激を右側に提示する正方形，比較刺激を左側に提示する正方形として各観察状態を表す。左眼に映る像を f^L ，右眼に映る像を f^R としている。グレーに塗りつぶされた正方形のみボケを適用していることを表す。

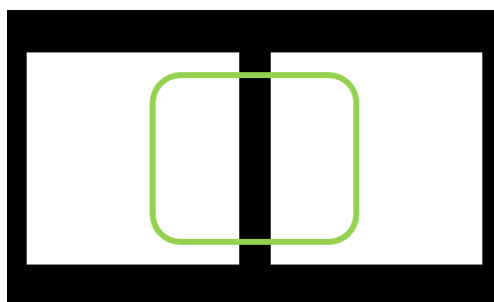


図 5.2 奥行き手掛かりが両眼視差のみの場合に使用した刺激。緑枠が視界であり，被験者は二つの正方形の向かい合っている一辺のみを観察する。そうすることで被験者は両眼視差のみを用いて奥行きを知覚する。

提示した。二つの正方形の間隔は 0.1m である。被験者は画面中央の固視点を固視し，二つの正方形のうち，手前に位置しているものを 2AFC で回答した。カウンターバランスを取るために，左（右）側に表示する刺激の回数は標準刺激と比較刺激で同数である。

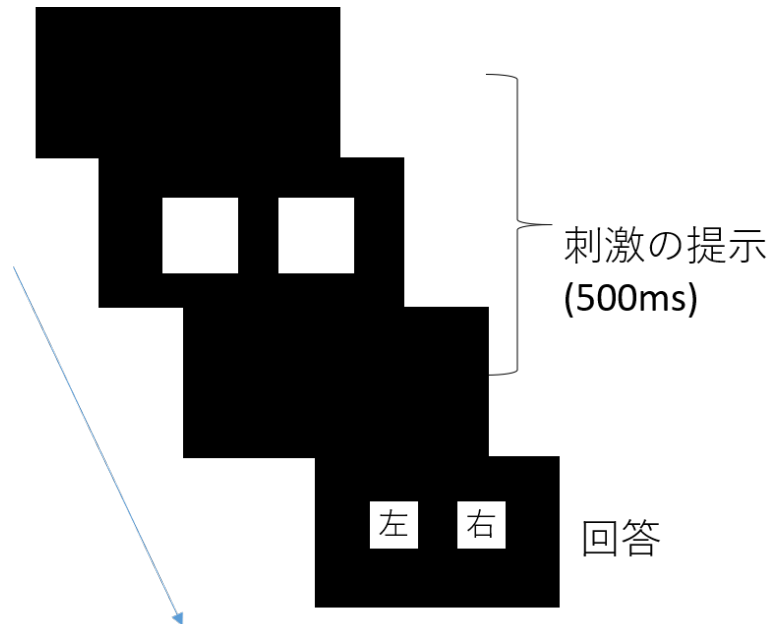


図 5.3 実験 3 のフローチャート。被験者は 0.5s の間提示される標準刺激と比較刺激を観察し、手前にある方を 2AFC で回答する。

5.2.2 被験者

被験者として、22 歳～24 歳の筆者を含める男性 5 名が参加した。被験者には事前にランドルト環による簡易視力検査を行い、不同視でないことを確かめた。本実験は電気通信大学ヒトを対象とする実験に関する倫理審査の承認を得て実施された。

5.3 実験結果

5.3.1 大きさの恒常性に限定した場合

図 5.4 に大きさの恒常性のみを含む実験の、各観察状態における全被験者の PSE とその平均を示す。エラーバーは標準偏差を示す。縦軸は奥行きであり、横軸は観察状態である。

両眼正常の被験者の平均 PSE はおよそ 2.50m、左眼ボケではおよそ 2.45m、右眼ボケはおよそ 2.42m、両眼ボケは 2.35m 程度であった。両眼正常の平均 PSE が標準刺激の提示位置である 2.50m とほとんど同じであったことから、ヒトは明快な視界であれば大きさの恒常性という奥行き手掛かりのみでも、奥行きを感度よく判断することができるということがわかった。被検者ごとに説明していく。被検者 KK は右眼ボケの平均 PSE が最も手前であり、両眼正常の平均 PSE が最も奥であった。被検者 YK, ST は両眼正常の平均 PSE が最も奥であり、両眼ボケの平均 PSE が最も手前であった。被検者 TR は右眼ボケの PSE が最も奥であり、両眼ボケが最も手前であったことから、第 4 章の結果と定性的に一致した。被検者 KK を除いた 4 名における最も手前に定位した観察状態が両眼ボケであったことから、両眼ボケが最も大きさの恒常性に影響を与えることがわかった。一方で、実験 3 と同様に右眼ボケが最も奥に定位したのは被検者 TR のみであった。よって、第 4 章の実験結果にお

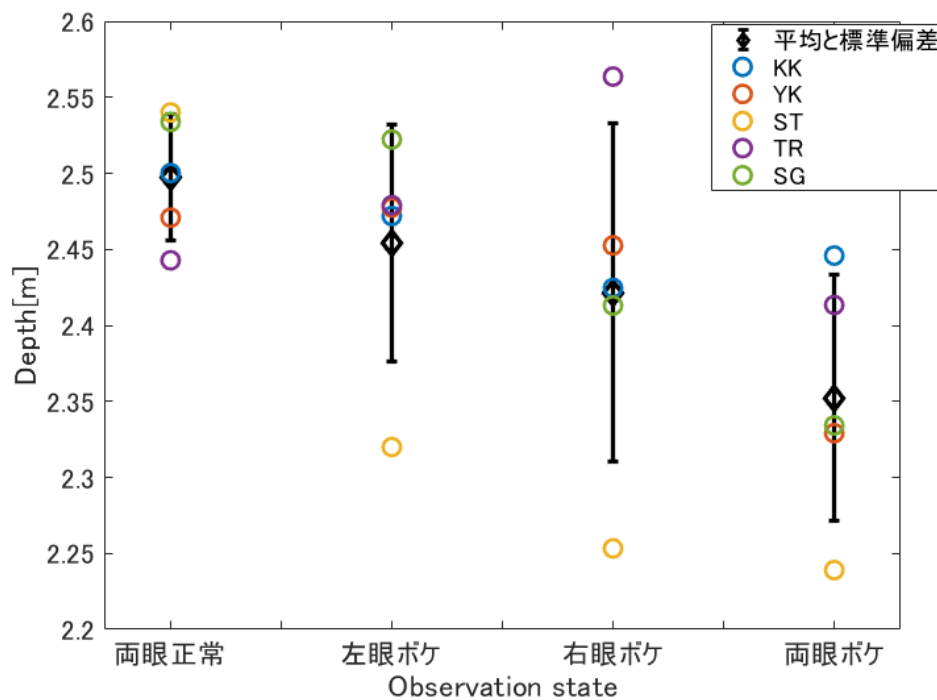


図 5.4 大きさの恒常性のみを含む実験の結果. 図中のマーカーは被験者ごとの PSE を表す. 中抜きのダイヤ型は全被験者の PSE の平均を表し, エラーバーは標準偏差を表す.

ける右眼ボケが最も奥に定位する原因として, 大きさの恒常性は考えづらいが, 両眼ボケの実験結果に対しては大きさの恒常性が影響しているといえる.

5.3.2 両眼視差に限定した場合

両眼視差のみを含む実験の, 被験者 5 名の実験結果を図 5.5 に示す. 縦軸は比較刺激の方が手前にあると回答した確率であり, 横軸は比較刺激を提示した奥行き位置である. 各被験者の PSE を表 5.1 にまとめた.

全被験者に共通して両眼正常では, 他の観察状態と比較して感度もよく, 標準刺激の提示位置である 2.5m と同程度の定位であったことから, ヒトは明快な視界であれば両眼視差のみで奥行きを判断することができるといえる. しかし両眼ボケにおいて KK や SG は PSE がより手前であったのに対し, ST や TR, YK はほとんどの比較刺激の提示位置で標準刺激よりも奥にあると回答していた. つまり, さらに手前に比較刺激を提示した場合に, 2.5m の位置にある標準刺激と同等の奥行き位置にあると知覚するというを示している. 不同視においては, ST 以外の被験者はロジスティック回帰モデルにフィッティングすることができているものの, 両被験者の回答確率が全ての比較刺激の提示位置で 0.5 付近に集中していることから, 感度の悪い結果となった. ST はほとんどの試行で比較刺激の方が奥にあると回答した. また, ST の左眼ボケと両眼ボケはフィッティングを行うことができなかった.

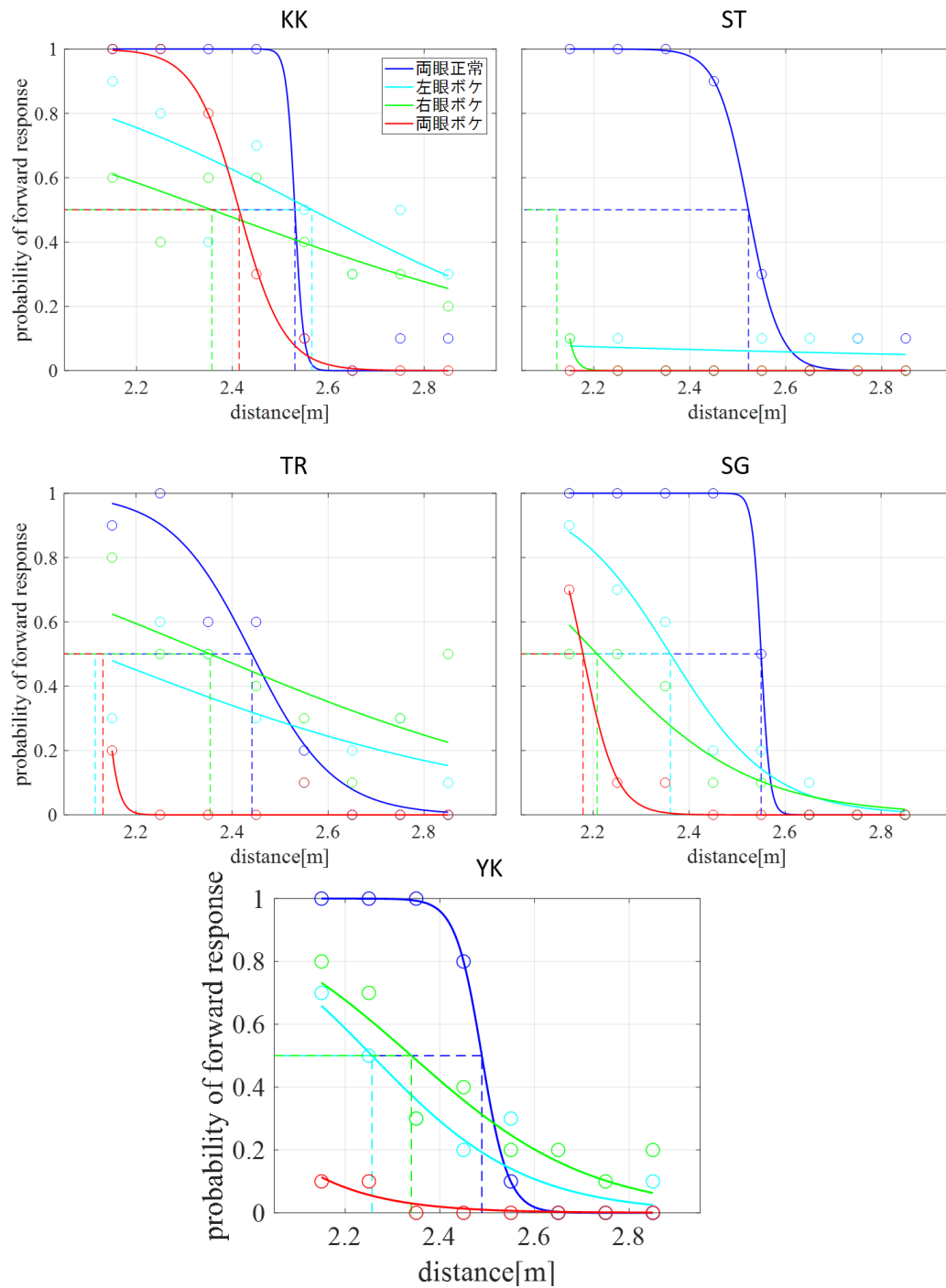


図 5.5 両眼視差のみ含む実験における全被験者の実験結果。左上図が KK の実験結果，右上図が ST，左中図が TR，右中図が SG の実験結果，下図が YK の実験結果を示す。

表 5.1 両眼視差のみを含む実験における各被験者の PSE

	KK	YK	ST	TR	SG
両眼視差	2.53	2.49	2.52	2.44	2.55
左眼ボケ	2.57	2.26	-	2.11	2.36
右眼ボケ	2.36	2.34	2.12	2.35	2.21
両眼ボケ	2.41	1.87	-	2.13	2.18

5.4 考察

奥行き手掛かりを大きさの恒常性に限定した場合、不同視よりも両眼ボケが最も手前に定位したことから、両眼にボケを適用すると刺激の大きさをより小さく知覚しており、ボケの特性が影響していると考えられる。ディスプレイに表示される正方形は、ぼかしのない状態であれば明確な4辺のエッジが存在する。このエッジを認識することで、ヒトは物の大きさを知覚している。ガウシアンフィルタによるぼかしを適用すると、このエッジが曖昧なものとなる。標準偏差 $\sigma = 1.3$ で8近傍ガウシアンフィルタの場合、カーネル K は次のようになる。

$$K = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

式 (5.1) より、ガウシアンフィルタでは周辺の色情報を含めて計算するため表示される刺激は実際よりも引き延ばされたものとなる。一方で引き延ばされた部分は薄い色となっているため、人には正方形の一部として認識されにくい。実際に実験3で表示される標準刺激とボケを適用した比較刺激を図5.6に示す。図5.6を $100 \times 100[\text{pixel}]$ の正方形としてMATLABにてシミュレーションを行った。実験のぼかしと同程度のぼかしを適用した結果、ぼかしていない正方形よりぼかした正方形の方が8ピクセルも内側で輝度が暗くなり始めた。この結果から、ヒトがエッジとして知覚するのは実際の正方形よりも内側の部分であるため、より小さい正方形を知覚しているのではないかと考えられる。

しかし、不同視状態では両眼ボケほど手前に定位しなかった。これはボケが適用されていない方の眼の情報を優先的に計算しているためであると考えられる。したがって、大きさの恒常性が単眼性の奥行き手掛かりであるが、両眼の視覚情報が異なる場合により明快に見えている方の眼の情報ではなく両眼の情報を少なからず加味して処理していることを示している。

奥行き手掛かりを両眼視差に限定した場合、ボケを適用した不同視と両眼ボケでは他の実験と比較して感度の悪いまたは偏った実験結果となった。この原因として、奥行き手掛かりが両眼視差のみであるという状況に慣れていない可能性が挙げられる。大きさの恒常性のみという状況は、片眼を閉じた状態での奥行き知覚をする際に用いられる。頻繁ではないが、一度は経験したことがあるのではないか。しかし、普段の生活で両眼視差のみであり、大きさの恒常性がないという状況は考えにくい。そのため、ボケが片眼に適用されると安定した視差計算をすることができず図5.5のような結果になったと考えられる。ボケを両眼に適用した場合は、先ほど説明したように刺激のエッジが曖昧になるために、左右眼像の違いである水平視差を過小評価したことが原因であったと考えられる。この実験結果から、第4章の実験結果における両眼ボケの結果は定性的に説明することができるが、それ以外の観察状態を説明することはできなかった。

VR映像を用いて行ったヒトの奥行き知覚に関する心理物理実験のうち、手掛かりが二つである場合と一つに限定した場合を比較すると、一部の実験結果が定性的に同様の結果となったため、二つのうち影響が大きい手掛かりを特定することはできなかった。



図 5.6 実験 3 で表示される標準刺激と比較刺激。左図がボケを適用していない標準刺激であり，右図がボケを適用した比較刺激である。

5.5 追実験（奥行き手掛かりを両眼視差に限定）の目的

被験者より，二つの正方形のうちそれぞれ一辺のみの視差を知覚することが難しいという主観報告を得た．このようにした理由として大きさの恒常性を手掛かりとして利用しないようにするためであった．そこで，異なるアプローチによってより視差を知覚しやすい実験を行うことで，実験 3（奥行き手掛かりが両眼視差のみ）の正当性を検証した．

5.6 追実験で用いる実験刺激

実験刺激は本章の奥行き手掛かりが大きさの恒常性に限定した実験と同様である．大きさの恒常性の手掛かりを制限するために，被験者が知覚する正方形の大きさが様々な奥行き距離に表示されても同様の大きさとなるように調整した．具体的には刺激の視野角を調整した．刺激の視野角は以下の式で求められる．

$$\theta = \tan^{-1} \frac{a}{y} \quad (5.2)$$

θ を刺激の視野角， a を刺激の大きさ， y を刺激までの距離とした．2.5m の位置に 0.3×0.3 [m] で表示した刺激の視野角を基準として，異なる奥行き位置に提示した刺激が同じ視野角となるようにした．2.5m の位置に提示した刺激の視野角は 0.119rad であった．表示した奥行き位置ごとの正方形の一辺の長さを表 5.2 に示す．つまり，正方形をより手前に表示する場合は小さく，より奥に提示する場合は大きく表示した．実験手順や被験者は実験 3 と同様である．

5.7 追実験：実験結果と考察

追実験で行った被験者 5 名の実験結果を図 5.7 に示す．縦軸は比較刺激の方が手前にあると回答した確率であり，横軸は比較刺激を提示した奥行き位置である．各被験者の PSE を表 5.3 にまとめた．被験者 ST の両眼ボケ，TR の左眼ボケと右眼ボケ，SG の左眼ボケ，YK は実験結果をロジスティック回帰モデルのフィッティングすることができず，PSE を算出することができなかった．

表 5.2 追実験で用いた正方形の一辺

奥行き距離 [m]	2.15	2.25	2.35	2.45	2.55	2.65	2.75	2.85
正方形の一辺 [m]	0.258	0.270	0.282	0.294	0.306	0.318	0.330	0.342

YK 以外の被検者に共通して両眼正常では、他の観察状態と比較して感度もよく標準刺激の提示位置である 2.5m と同程度の定位であったことから、追実験においても両眼視差のみで奥行きを判断することができるといえる。被験者 KK は不同視の確率が 0.5 付近に集中しており、両眼ボケでは手前に定位していた。被験者 ST, SG は不同視の確率が 0.5 付近に集中しており、両眼ボケではほとんどの比較刺激の提示位置において比較刺激の方が奥にあると回答していた。被験者 KK, ST, SG は実験 3 の両眼視差に限定した実験と同様の結果であったことから、両眼視差を知覚するためには物体の形状全体ではなくエッジの存在する一部分のみが観察可能であればよいと考えられる。言い換えれば、物体の形状全体が観察可能であっても奥行き手掛かりが両眼視差のみではボケを適用すると正確な奥行き知覚をすることはできないといえる。また、被験者 TR は両眼正常に比べ両眼ボケのほうが奥行き定位が奥であり、不同視では多くの試行で比較刺激の方が手前に定位していると回答した。全被験者の中で両眼正常と両眼ボケの PSE が最も近い値であったことから、TR は物体の形状全体が観察可能な場合、両眼に同じ像が映っているときに同様の両眼視差であると考えられる。一方で、不同視の場合は視差を過大評価していると考えられる。被検者 YK は両眼正常であっても回答が偏る結果となった。

これらの結果から、両眼視差は両眼性の奥行き手掛かりとして影響力の大きいものであるが、手掛かりが両眼視差のみの場合に、両眼正常以外の観察状態では不安定な奥行き知覚となることがわかった。

表 5.3 追実験の各被験者の PSE

	KK	ST	TR	SG	YK
両眼視差	2.54	2.55	2.48	2.51	-
左眼ボケ	2.30	2.15	-	-	-
右眼ボケ	2.03	2.00	-	2.41	-
両眼ボケ	2.34	-	2.55	2.05	-

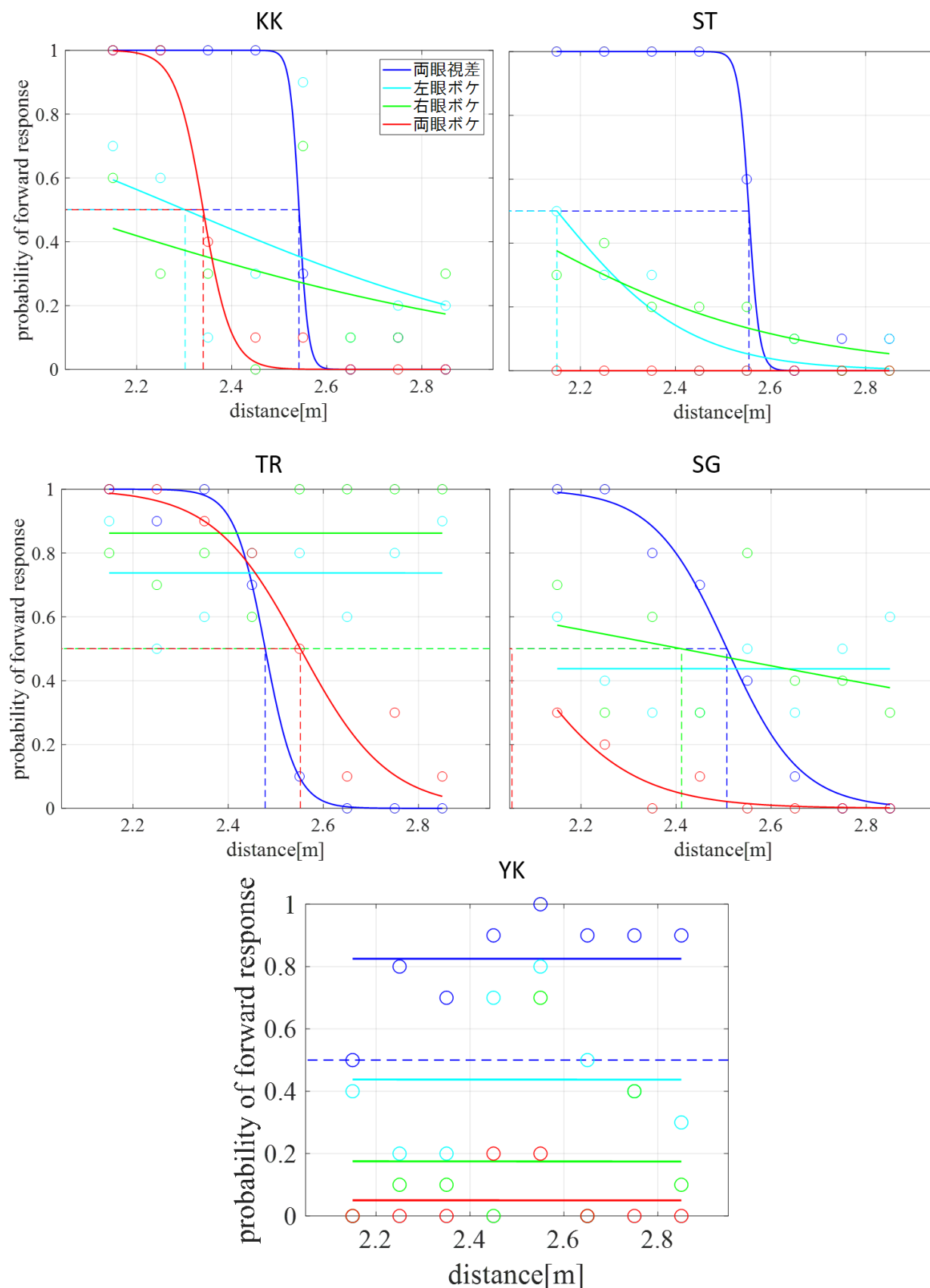


図 5.7 追実験の全被験者の実験結果。左上図が KK の実験結果，右上図が ST，左中図が TR，右中図が SG，下図が YK の実験結果を示す。

第 6 章

既存モデルによる汎化性の検証と提案モデルの構築

6.1 目的

第 4 章の実験結果の原因を解明するべく第 5 章では実験的アプローチを試みたが、奥行き手掛かりを分離すると異なる実験結果となってしまう、第 4 章の実験結果を説明できないということがわかった。そこで、本章では数理的アプローチによって第 4 章の実験結果の原因を解明することを目的とする。数理的アプローチとして、本研究では両眼視差推定に着目する。

6.2 既存モデルによる汎化性の検証

まず、実験で用いた 4 種類の観察状態を 2 フレームのランダムドットパターン (RDP) で再現した。シミュレーションで使用した RDP を図 6.1 に示す。RDP は 100×100 [pixel] である。RDP に $\sigma=1$ のガウシアンフィルタによるぼかしを適用したものを、ボケを適用していないときに被験者が観察している画像 (Fine image) であると想定し、Fine image に $\sigma=1.74$ のガウシアンフィルタによるぼかしを適用したものを、ぼかしを適用したときに観察している画像 (Blur image) とした。 $\sigma=1.74$ のガウシアンフィルタは、実験で用いたぼかしと同程度のものである。シミュレーションでは 1 フレーム目を左眼像、2 フレーム目を右眼像とした。両眼正常を再現するため左右眼像を共に Fine image に設定した。左眼ボケを再現するため左眼像を Blur image、右眼像を Fine image に設定した。右眼ボケを再現するために左眼像を Fine image、右眼像を Blur image に設定した。両眼ボケを再現するために左右眼像を共に Blur image に設定した。右眼像は左眼像の RDP を 1 ピクセル右に水平移動したものであり、(水平) 両眼視差を表現している。

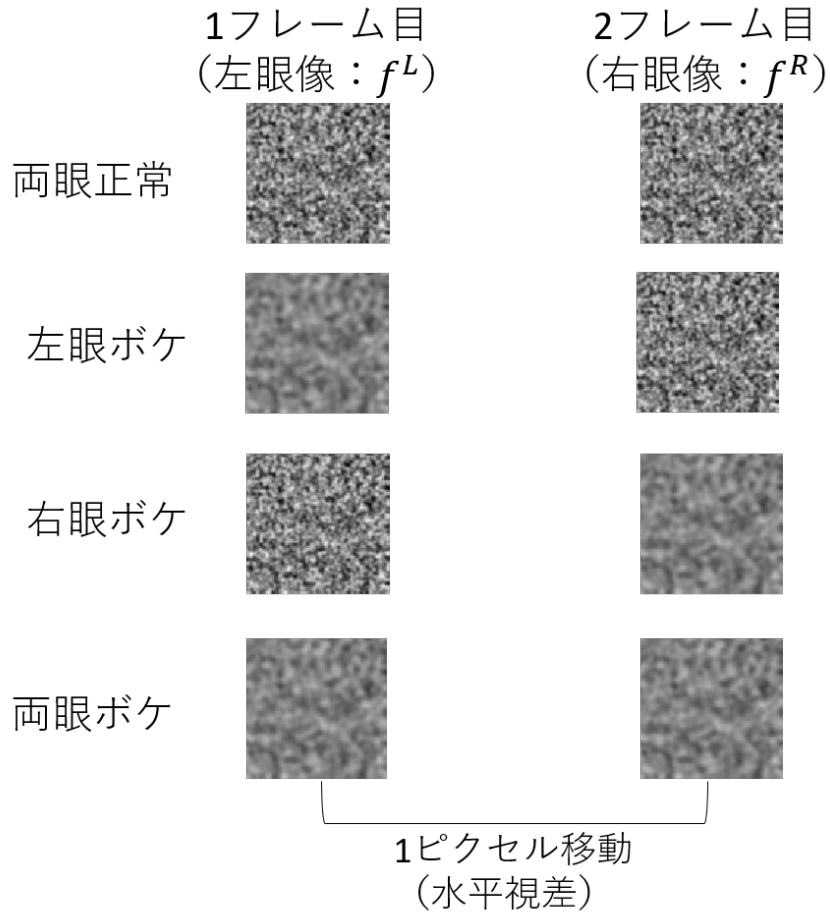


図 6.1 シミュレーションで用いた RDP. 1 フレーム目を左眼像, 2 フレーム目を右眼像とした. 両眼正常は左右眼像に $\sigma=1$ のガウシアンフィルタによるぼかしを適用した Fine image を適用した. 両眼ボケは左右眼像に Fine image に $\sigma=1.74$ のガウシアンフィルタによるぼかしを適用した Blur image を適用した.

実験 2 の結果を基に次の 4 項目をモデル予測とし, 本章ではこの項目に従ってモデルの妥当性を評価する.

- I. 両眼ボケの推定結果が両眼正常よりも小さい.
- II. 左眼ボケの推定結果が両眼正常と同程度である.
- III. 右眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最大である.
- IV. 両眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最小である.

本研究では両眼視差の推定を行う. 既存モデルとして, 工学的両眼視差推定方法である LK 法を用いる. 入力画像の左右眼像間の移動量は 1 ピクセルであるため, LK 法の計算結果が 1 ピクセルであった場合は正確に視差を推定しているといえる. LK 法の計算結果が 1 ピクセルを超えた場合は両眼視差を過大評価しており, 1 ピクセルを下回った場合は両眼視差を過小評価していると捉えることができる. また, RDP 全体における各ピクセルの推定結果の平均を計算してしまうとエッジ部分で検出されるノイズに影響される可能性があるため, シミュレーションで用いるのは RDP の中心の $10 \times 10[\text{pixel}]$ のみである.

LK 法による推定結果を図 6.2 に示す．縦軸は両眼視差量の推定結果であり，横軸は観察状態である．中抜きダイヤ型は 1000 種の RDP を対象に行ったシミュレーションの平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す．シミュレーション結果より，両眼正常の平均値はおよそ 0.811，左眼ボケはおよそ 0.144，右眼ボケはおよそ 2.05，両眼ボケは 0.760 程度であった．両眼正常の結果が 1 ではない原因は，式 (2.7) にて水平視差のみならず垂直視差も計算しているためであると考えられる．両眼正常と両眼ボケの推定結果に有意な差があったことから（2 標本 t 検定において $p = 5.72e - 8$ ），I の妥当性が示された．また，右眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最大であったことから，III も示された．しかし，左眼ボケの推定結果は両眼正常の推定結果を大幅に下回っていることから II は再現することができなかった．また，左眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最小であったことから，IV も再現することができなかった．よって，Lk 法では実験 2 の結果の全てを定性的に記述することができなかった．

この原因として，空間微分の任意性が考えられる．両眼視差を推定する際には式 (2.5) が用いられる．本研究のシミュレーションでは水平視差のみを考慮することから以下の式に簡略化することができる．

$$f_x \Delta D + f_t = 0 \quad (6.1)$$

ΔD は求める両眼視差量である． f_t は左右像間の差分であり，以下の様に求められる．以降左眼像を f^L ，右眼像を f^R と記す．

$$f_t = f^R(a, b) - f^L(a, b) \quad (6.2)$$

よって， f_t は一意に決定される．しかし f_x はどちらかの画像の空間微分である． f_x は以下の様に求める．

$$f_x^L = f^L(a, b + 1) - f^L(a, b) \quad \text{or} \quad f_x^R = f^R(a, b + 1) - f^R(a, b) \quad (6.3)$$

f_x^L は左眼像の空間微分であり， f_x^R は右眼像の空間微分である．よって， f_x は任意性が生じてしまう．MATLAB の LK 法は 2 フレームのうちどちらかのフレームの空間微分のみを用いて計算を行っている可能性がある．今度の研究のために，まずは LK 法がどのように空間微分を用いて計算しているのかを解明することが必要であると考えた．

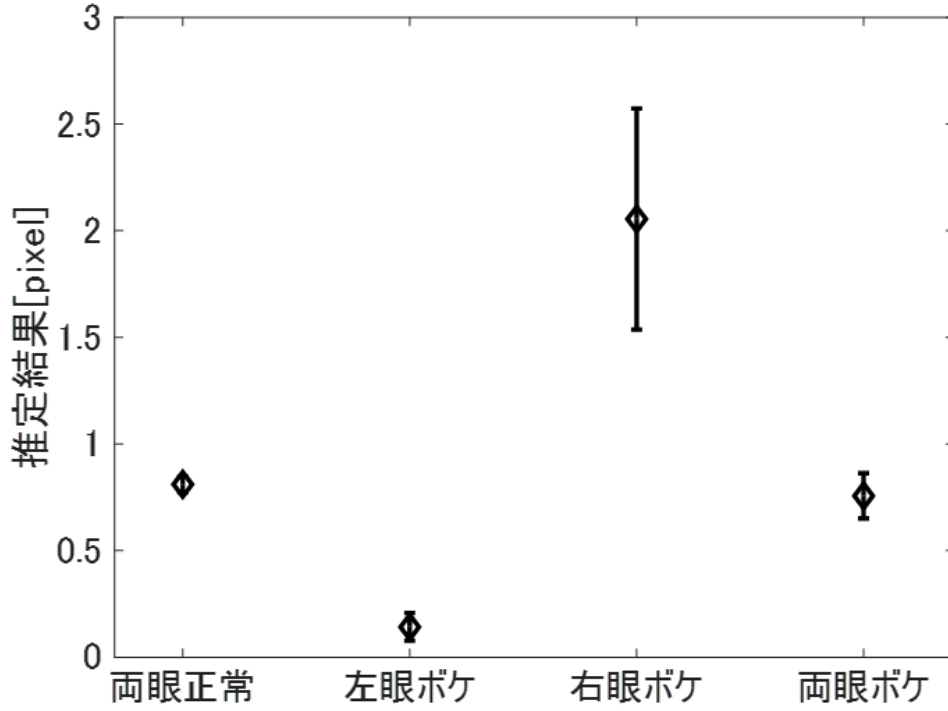


図 6.2 LK 法による両眼視差推定．縦軸は両眼視差の推定結果であり，横軸は観察状態である．中抜きのダイヤ型は 1000 種の RDP を対象に行ったシミュレーションの平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す．

6.3 LK 法再現モデル

LK 法で用いられている式 (2.7) を水平視差のみを求める以下の式に変更した．

$$\begin{aligned}
 f_x(q_1) \Delta D &= -f_t(q_1) \\
 f_x(q_2) \Delta D &= -f_t(q_2) \\
 &\vdots \\
 f_x(q_n) \Delta D &= -f_t(q_n) \\
 A \Delta D &= B \\
 \Delta D &= (A^T A)^{-1} A^T B
 \end{aligned} \tag{6.4}$$

式 (6.4) を LK 法再現モデルとしてシミュレーションを行った．入力画像は LK 法のシミュレーションと同じである．シミュレーション結果を図 6.3 に示す．縦軸は両眼視差の推定結果であり，横軸は観察状態である．中抜きのダイヤ型は 1000 種の RDP を対象に行ったシミュレーションの平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す． f_x^L と f_x^R を用いて両眼視差を推定したため，各観察状態につき 2 つずつの結果が出力されている． f_x^L を採用したときの計算結果を ΔD_L ， f_x^R を採用したときの計算結果を ΔD_R と記している．両眼正常は両フレーム共に Fine image であることから，①と②の様にほとんど同様の推定結果となる．両眼ボケにおいても両フレーム共に Blur image であるこ

とから、⑦と⑧の様にほとんど同様の推定結果となる．左眼ボケは f^L が Blur image であり f^R が Fine image であることから、推定結果が③と⑥の様に異なった値となる．また、右眼ボケは f^L が Fine image であり f^R が Blur image であることから、推定結果が④と⑤の様に異なった値となる．それぞれの推定結果の値を表 6.1 に示す．表 6.1 より、両眼正常と両眼ボケの推定が入力とほとんど同等の 1.00 付近であったことから、LK 法よりも正確な推定であった．この原因として、Lk 法再現モデルでは水平視差のみを考慮していることが考えられる．LK 法では式 (2.5) のように水平視差と垂直視差を推定している一方で、LK 法再現モデルは式 (6.1) の計算を行っている．よって未知数が 2 つから 1 つに変化したために推定結果がより正確になったと考えられる．

これらの結果と MATLAB の LK 法の結果を比較すると、LK 法における左眼ボケの結果は LK 法再現モデルの左眼ボケの ΔD_R ⑥と定性的に同様の結果となったことから、Fine image の空間微分を用いて両眼視差を推定していると考えられる．また、LK 法における右眼ボケの結果は LK 法再現モデルの右眼ボケの ΔD_R ④と定性的に同様の結果となったことから、Blur image の空間微分を用いて両眼視差を推定していると考えられる．LK 法の左眼ボケを想定したパターンのうち Fine image であったのは 2 フレーム目であり、右眼ボケを想定したパターンのうち Blur image であったのは 2 フレーム目であったことから、MATLAB の LK 法では 2 フレーム目の画像の空間微分を用いて計算を行っていることがわかった．

LK 法再現モデルは両眼正常と両眼ボケの推定結果に有意差がなかったことから ($p = 0.913$)、I を達成することができていない．まずは I を示すことのできるモデルを構築していく．

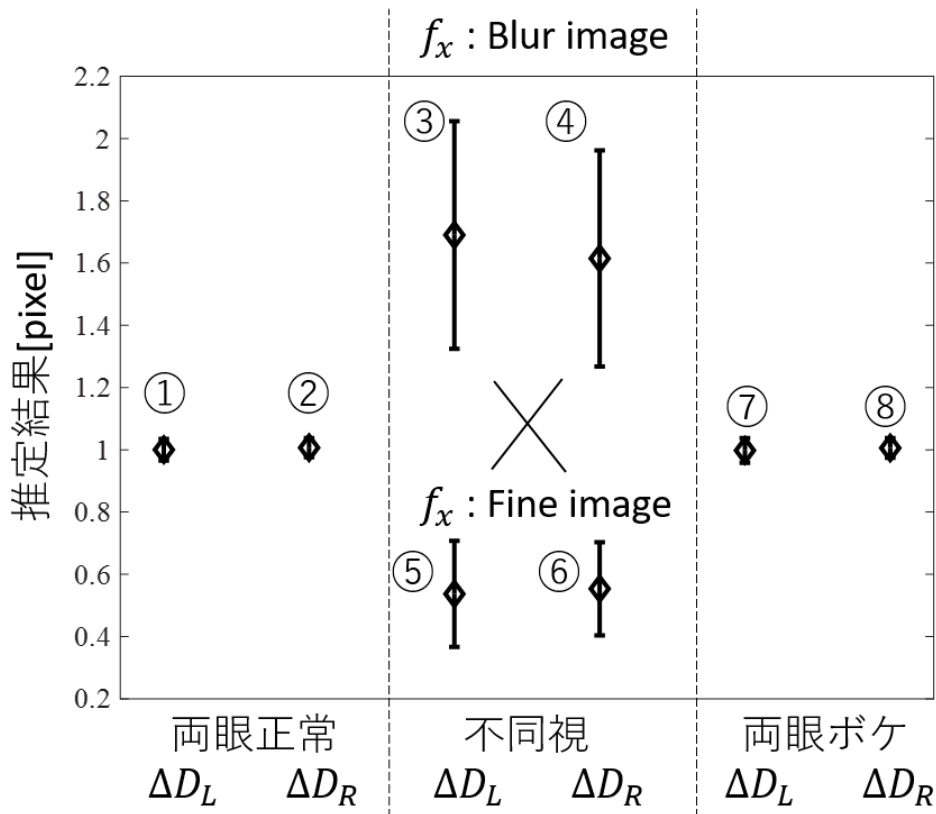


図 6.3 LK 法再現モデルの両眼視差推定結果. f_x^L と f_x^R を用いて両眼視差を推定したため, 各観察状態につき 2 つずつの結果が出力されている. f_x^L を採用したときの計算結果を ΔD_L , f_x^R を採用したときの計算結果を ΔD_R と記している.

表 6.1 LK 法再現モデルで算出された推計結果

	両眼正常		左眼ボケ		右眼ボケ		両眼ボケ	
	ΔD_L ①	ΔD_R ②	ΔD_L ③	ΔD_R ⑥	ΔD_L ⑤	ΔD_R ④	ΔD_L ⑦	ΔD_R ⑧
推定結果 [pixel]	1.00	1.01	1.69	0.554	0.537	1.61	0.998	1.01

6.4 提案モデル：局所最小二乗法による両眼視差の推定

次のモデルとして, 安藤が考案した局所最小二乗法による推定 [9] を用いる. 以下の式から両眼視差を推定する.

$$S_{ij} = \iint_{\Gamma} f_i(x, y) f_j(x, y) dx dy \quad (6.5)$$

$$\Delta D = \frac{S_{xt}}{S_{xx}} \quad (6.6)$$

S_{xt} は f_t と f_x^L または f_x^R をピクセル毎に積算し, Γ の範囲で移動平均値を算出するものである. S_{xx} は f_x^L または f_x^R を 2 乗し, Γ の範囲で移動平均値を算出するものである. 例として, f_x^L を用

いた場合の S_{xt}^L と S_{xx}^L は以下の様になる．

$$S_{xt}^L = \iint_{\Gamma} f_x^L(x, y) f_t(x, y) dx dy \quad (6.7)$$

$$S_{xx}^L = \iint_{\Gamma} f_x^L(x, y) f_x^L(x, y) dx dy \quad (6.8)$$

本研究では Γ の範囲を 3×3 とした． Δx は本モデルの推定量である．

局所最小二乗法による両眼視差の推定結果を図 6.4 に示す．入力画像は LK 法のシミュレーションを行ったときと同じである．縦軸は両眼視差の推定結果であり，横軸は観察状態である．中抜きダイヤ型は 1000 種の RDP に対して行ったシミュレーションの平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す．LK 法再現モデルと同様に各観察状態につき二つずつの推定結果が存在する．それぞれの推定結果の値を表 6.2 に示す．不同視において Fine image を用いて f_x を計算した場合は LK 法再現モデルよりも小さな値となり，Blur image を用いて f_x を計算した場合は LK 法再現モデルよりも大きな値となった．

このモデルでも LK 法再現モデルと同様に両眼正常と両眼ボケの推定結果が同等であり，I を示すことができなかった．この結果からモデル式においてボケを適用した場合としていない場合で何らかの差をつけることが必要であると考えた．

両フレームともに同じ画像を用いていることから両眼正常と両眼ボケの ΔD_L と ΔD_R は同等のものとなる．しかし，両眼ボケの輝度は両眼正常と比較すると小さいため S_{xx} の計算結果も小さくなるはずである．そのため， S_{xx} の計算結果に十分に小さな正の実数 ϵ を足すことで両眼正常と両眼ボケの推定結果に違いをもたらすのではないかと考えた．そこで，式 (6.6) に ϵ を足した提案モデルを作成した． ϵ は 10^{-4} とした．

$$\Delta D = \frac{S_{xx}}{S_{xx}^2 + \epsilon^2} S_{xt} \quad (6.9)$$

提案モデルのシミュレーション結果を図 6.3 に示す．入力画像は LK 法のシミュレーションを行ったときと同じである．縦軸は両眼視差の推定結果であり，横軸は観察状態である．中抜きダイヤ型は 1000 種の RDP を対象に行ったシミュレーションの平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す．LK 法再現モデルと同様に各観察状態につき二つずつの推定結果が存在する．それぞれの推定結果の値を表 6.3 に示す．表 6.3 より，両眼正常の推定結果は約 1.00 であるのに対し，両眼ボケの推定結果は約 0.823 となった．有意な差が認められたことから ($p = 0$)，I を示すことができた．しかし，不同視における f_x の任意性がまだ解決していないため，II・III・IV を示すことができていない．

本研究のモデル予測では両眼視差を推定しようとしている．したがって私はどちらか片方の画像の f_x の計算結果を用いるのではなく，二つの f_x の計算を用いればよいのではないかと考えた．具体的には ΔD_L と ΔD_R の線形和を推定結果とする．提案モデルにおける最終的な推定結果を式 (6.10)

表 6.2 局所最小二乗法による両眼視差の推定結果

	両眼正常		左眼ボケ		右眼ボケ		両眼ボケ	
	ΔD_L ①	ΔD_R ②	ΔD_L ③	ΔD_R ⑥	ΔD_L ⑤	ΔD_R ④	ΔD_L ⑦	ΔD_R ⑧
推定結果 [pixel]	1.00	1.01	2.68	0.191	0.187	2.63	1.00	1.00

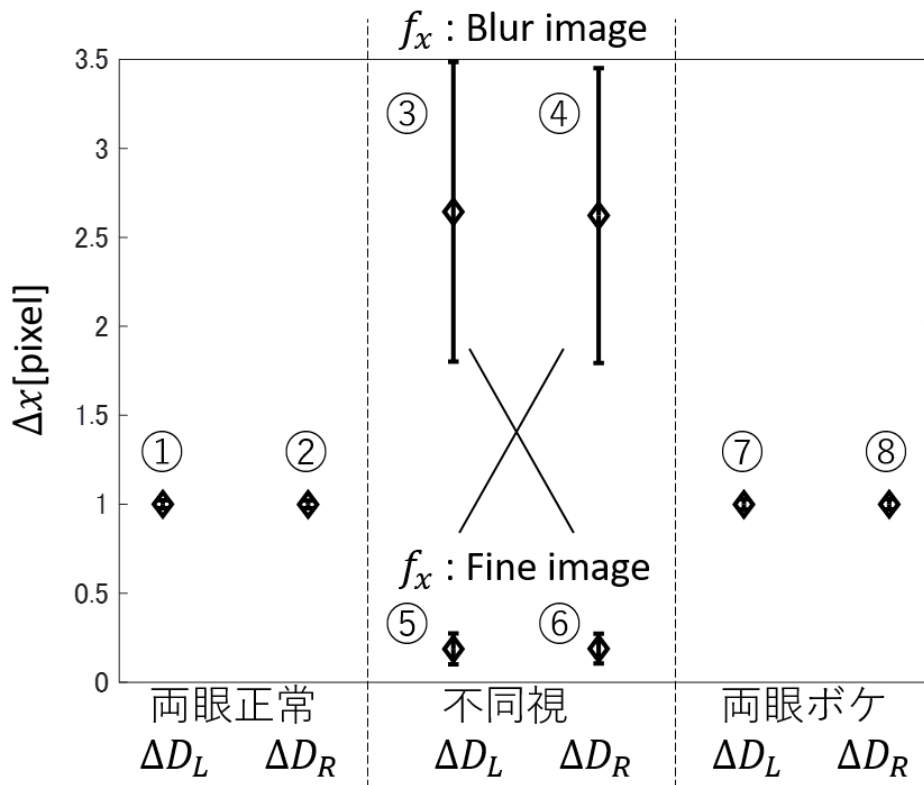


図 6.4 局所最小二乗法による両眼視差の推定結果.

に示す.

$$\Delta D = \lambda \cdot \Delta D_L + (1 - \lambda) \Delta D_R \quad (6.10)$$

図 6.5 より, 両フレーム共に同じ種類の画像を用いていることから, 両眼正常と両眼ボケは λ の値に関わらず推定結果は一定である. 不同視において, Blur image の空間微分を計算した推定結果に重きをおくことで右眼ボケを再現することが可能であることもわかる. そこで, 最適な λ を左眼ボケに着目して求める. おおよその値を調べるため, λ を 0 から 1.0 まで 0.1 間隔で用意した. 実験結果との最小二乗法を用いて計算結果が最も誤差が小さい λ を調査する. このとき, 実験結果として入力するデータは両眼正常の実験結果との差であり, モデル結果として入力するデータも同様に両眼正常の推定結果との差である. 最小二乗法は以下の式で計算される.

$$\phi = \sum_{\lambda=0}^{100} (L_B - \Delta D_{Lblur})^2 \quad (6.11)$$

ϕ は誤差であり, L_B は左眼ボケの実験結果, ΔD_{Lblur} はある λ で計算した左眼ボケのモデル結果である. 最小二乗法の計算結果を図 6.6 に示す. 縦軸は式 (6.11) の計算結果であり, 横軸は λ の値であ

表 6.3 提案モデルで算出された推定結果

	両眼正常		左眼ボケ		右眼ボケ		両眼ボケ	
	ΔD_L ①	ΔD_R ②	ΔD_L ③	ΔD_R ⑥	ΔD_L ⑤	ΔD_R ④	ΔD_L ⑦	ΔD_R ⑧
推定結果 [pixel]	0.998	0.999	2.07	0.188	0.191	2.09	0.823	0.823

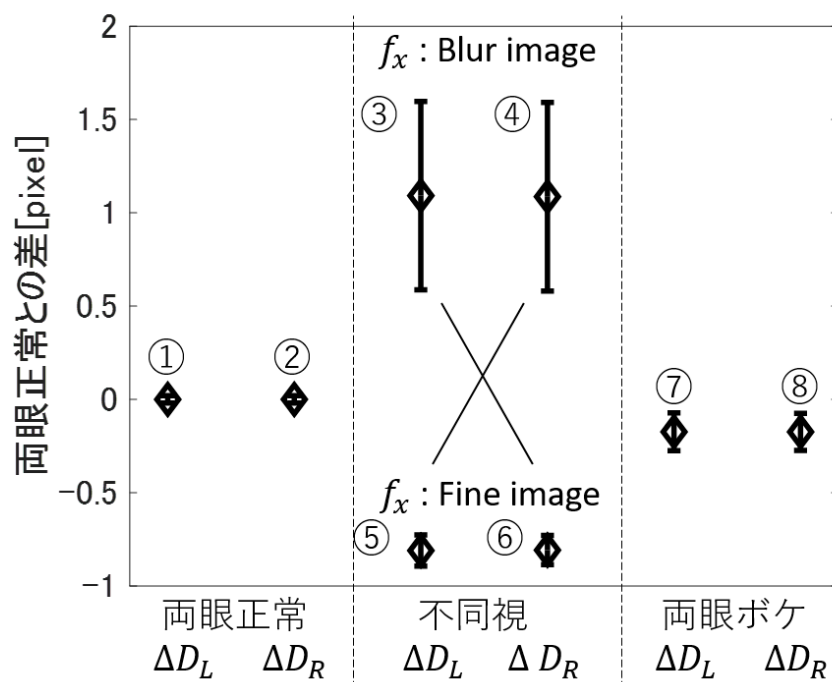


図 6.5 提案モデルによる推定結果．両眼正常と両眼ボケの推定結果が有意に異なることから，I を示すことができた．

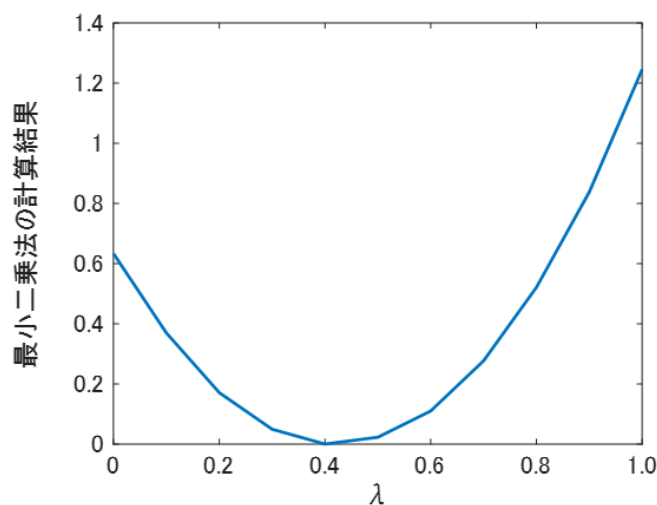


図 6.6 λ を 0 から 1.0 まで 0.1 の間隔で変化させたときの最小二乗法の計算結果．最も小さい値が λ が 0.4 のときであるため，その周辺に実験結果を最も説明する λ の値があると考えられる．

る．図 6.6 より， λ が 0.4 のときに計算結果が最小となった．このことから，実験結果を最も説明する λ の値は 0.4 付近であると考えられる．

ここで，比較する実験結果とモデル推定結果を図 6.7 に示す．このようにスケールが異なっていることがわかる．よって，スケールも同時に調整していく．最小二乗法では最適な λ を求めるとともに，スケールを調整する最適な比例定数である k も求めていく．式 (6.11) を改変し，以下の式で計

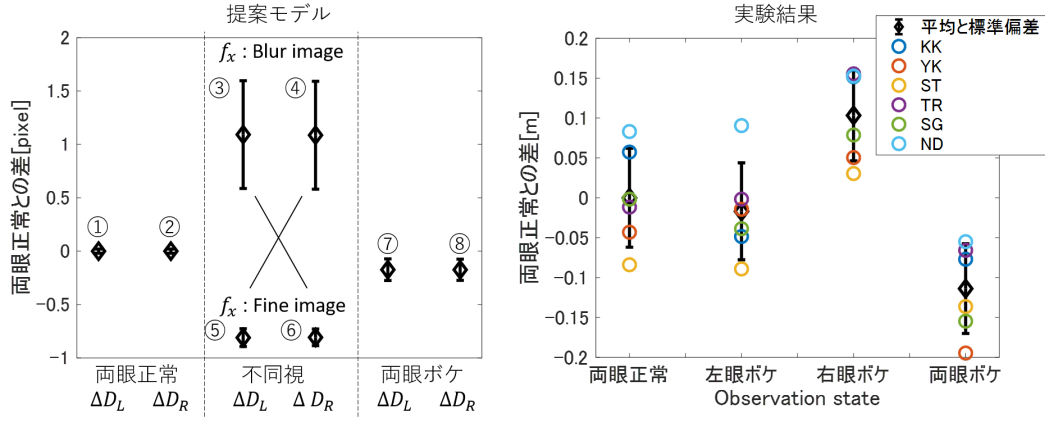


図 6.7 提案モデルと実験結果において、両眼正常との差のスケールの違いを示す。提案モデルの方がスケールが大きいものとなっている。

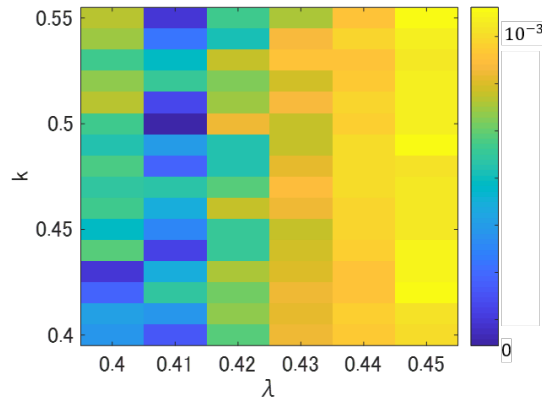


図 6.8 最小二乗法の結果。縦軸は k の値であり、横軸は λ の値である。カラーバーは最小二乗法の計算結果を対数変換したものを示す。つまり、青色になるにつれ計算結果が小さくなることを表す。最小二乗法の値が最も小さいときの λ と k を式 (6.13) に代入したとき、提案モデルの推定結果は実験結果の平均に最も近くなる。 λ が 0.41, k が 0.5 のとき、左眼ボケの推定結果が実験結果と最も近い値となる。

算される。

$$\phi = \sum_{\lambda=0}^{100} (L_B - k\Delta D_{Lblur})^2 \quad (6.12)$$

式 (6.12) の計算結果を図 6.8 に示す。縦軸は k の値であり、横軸は λ の値である。カラーバーは最小二乗法の計算結果を対数変換したものを示す。つまり、青色になるにつれ計算結果が小さくなることを表す。図 6.8 より、 λ が 0.41, k が 0.50 のときに最小二乗法の計算結果が最小となったことを示している。ここで、式 (6.10) を以下に改変する。

$$\Delta D = k(\lambda \cdot \Delta D_L + (1 - \lambda)\Delta D_R) \quad (6.13)$$

よって、式 (6.13) における λ の値が 0.41, k の値が 0.50 のとき推定結果が実験結果と最も近い値となることがわかった。

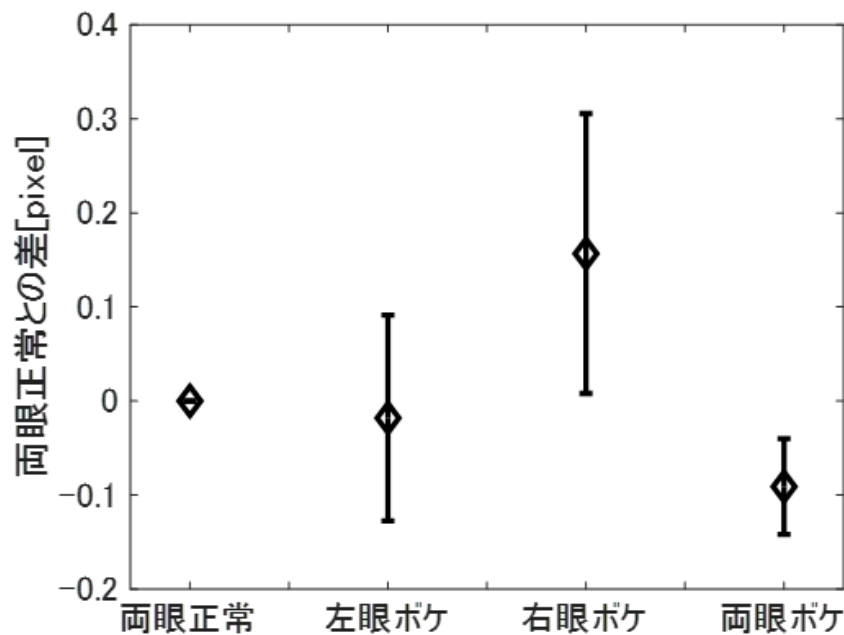


図 6.9 提案モデルによる ΔD_L と ΔD_R を 4.1 : 5.9 の線形和とした視差推定結果

$\lambda = 0.41$, $k = 0.5$ としたときの提案モデルの推定結果を図 6.9 に示す．縦軸は両眼視差の推定結果であり，横軸は観察状態である．中抜きのダイヤ型は 1000 種の RDP を対象に行ったシミュレーションの平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す．両眼正常の平均値はおよそ 0.998，左眼ボケはおよそ 0.990，右眼ボケはおよそ 1.29，両眼ボケは 0.823 である．両眼正常と両眼ボケの推定結果は ΔD_L と ΔD_R で変化がほとんどないため，先ほどと同様に両眼ボケの推定結果は両眼正常よりも小さいことから，I を示すことができた．両眼正常と左眼ボケの推定結果が近い値であることから I を示すことができた．右眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最大であったことから，III を示すことができた．また，両眼ボケの推定結果が全観察状態の中で最小であったことから，IV も示すことができた．したがって，提案モデルは実験 2 の結果を基に予測したい 4 つの事柄を全て満たすことができたため，妥当性が立証されたといえる．

提案モデルより，不同視を含めたヒトの奥行き知覚を両眼視差の観点から予測するためには，左右眼像のうちどちらか片方の像の空間微分を用いて推定するのではなく両眼像の空間微分を用いて推定した結果の線形和とすることが必要であるということがわかった．

また， λ と k の値を調整することで全被験者の実験結果を説明することができる．被験者ごとに式 (6.12) の計算結果と上記の評価項目を満たす最適な λ と k を求めた．被験者ごとの最小二乗法の計算結果と，最適な λ と k を用いた推定結果を図 6.10 に示す．左図が最小二乗法の計算結果であり，中図が両眼視差の推定結果，右図が第 4 章の実験結果である．左図の縦軸は λ の値，横軸は k の値，カラーバーは最小二乗法の計算結果を対数変換したものを示す．つまり，青色になるにつれ計算結果が小さくなることを表す．中図の縦軸は各観察状態の推定結果と両眼正常との差，横軸は観察状態を示す．エラーバーは標準偏差を示す．右図の縦軸は各観察状態の実験結果と両眼正常の結果との差であり，横軸は観察状態である．エラーバーは 95% 信頼区間を示す．被験者 KK の場合， λ が 0.26，

k が 0.33 のときに最小二乗法の計算結果が最小であったことを表す。しかし、IV を満たしていないため、評価項目を満たす λ が 0.32, k が 0.52 の場合を採用した。中図と右図の縦軸は両眼正常との差であり、横軸は観察状態である。この結果から、各被験者において最適な λ と k を式 (6.13) に代入することで、それぞれの実験結果を説明することができた。よって、本研究における提案モデルの汎化性能を示すことができた。

全被験者の実験結果はいずれも右眼情報に重きをおくことで実験結果と定性的に一致した。このことから、VR 映像を観察する際には右眼が優位眼となる可能性が示唆された。しかし、第 4 章で述べたように被験者 6 名の手窓サイティングを用いた優位眼測定の結果は一樣ではなく、3 名の優位眼が左眼であり残りの 3 名の優位眼が右眼であった。よって、手窓サイティングとは別に VR 映像における優位眼の選定方法を模索する必要がある。

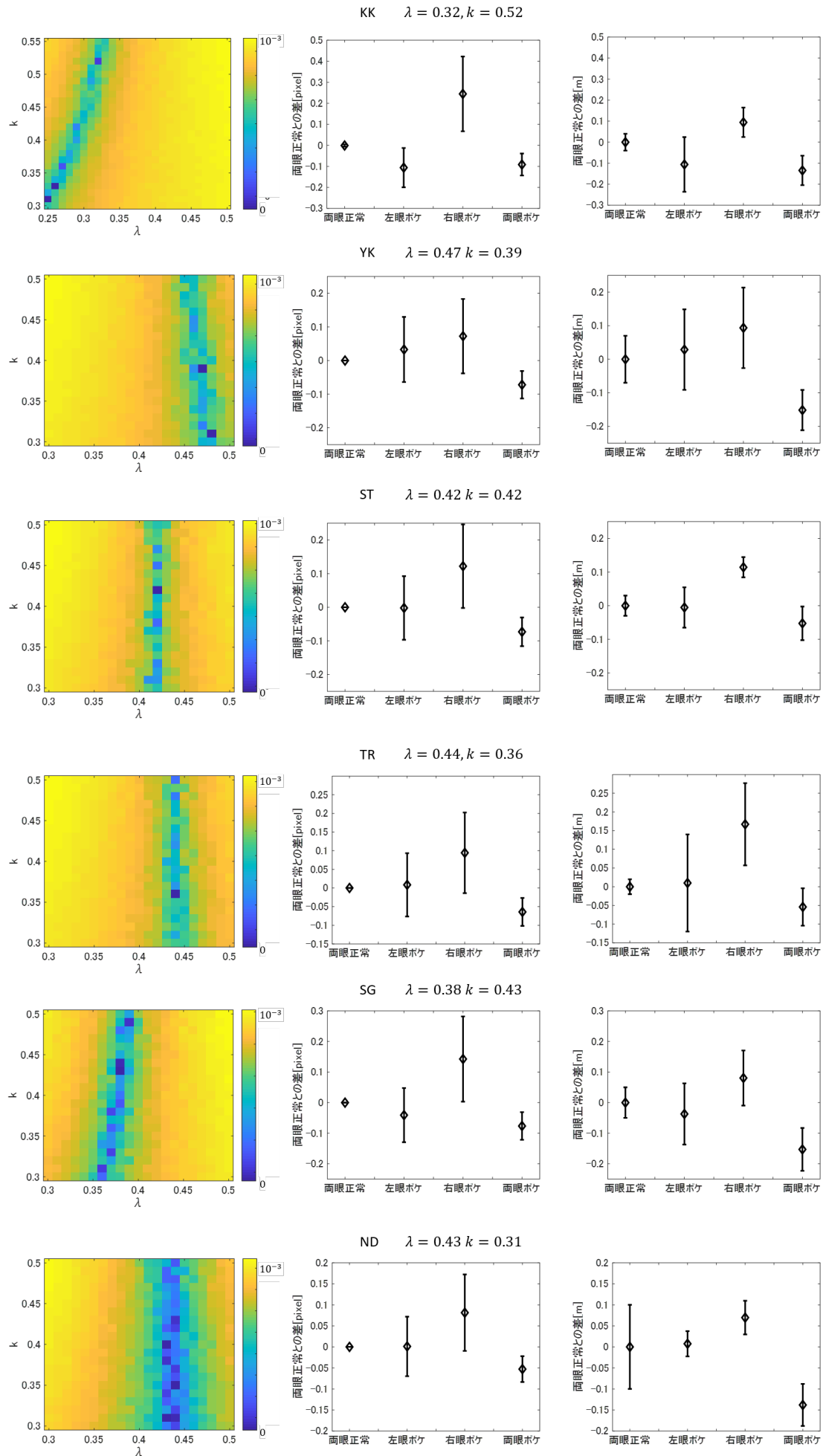


図 6.10 被験者ごとの最小二乗法の結果と両眼視差の推定結果及び実験結果. 左図が最小二乗法の計算結果であり, 中図が両眼視差の推定結果, 右図が第 4 章の実験結果である. 中図のエラーバーは標準偏差, 右図のエラーバーは 95% 信頼区間を示す.

第 7 章

結論と今後の課題

7.1 結論

本研究では同一視状態とボケを適用した不同視状態を模擬した実験と、数理的考察を行うことで工学的両眼視差推定方法である LK 法の汎化性を評価するとともに新しい奥行き知覚モデルの構築を行った。

HMD である Oculus Quest を用いて VR 環境で実験を行うことで、不同視や疑似 3 次元空間を再現することが可能となった。

3 種類の奥行き運動を行うターゲットを対象に奥行き定位の測定を行った結果、接近条件では基準面と同程度に定位された一方で、遠離条件は基準面よりも奥に定位したことから Flash Lag Effect の影響が考えられる。接近条件と遠離条件では同一視と不同視の間に大きな差が見られなかったが、静止条件においてはある程度の差が確認できたため、まずは静止条件の奥行き定位を詳細に測定した。その結果、両眼正常と左眼ボケの定位が同程度、右眼ボケの定位が最も奥であり、両眼ボケの定位が最も手前であった。

奥行き手掛かりを制御することで、実験 2 の結果となった原因を調査した。大きさの恒常性のみを含む視覚刺激で実験を行った場合、右眼ボケ以外の実験結果を定性的に説明することができた。両眼視差のみを含む視覚刺激で実験を行った場合、ボケを適用した観察状態である不同視と両眼ボケでは安定した奥行きを知覚することができなかった。よって、両眼視差は奥行き手掛かりとして強力なものであるが、左右眼像の観察状態に大きな違いがある場合においてはほかの奥行き手掛かりが必要であることが示唆された。また、奥行き手掛かりを制御した実験が実験 2 における全観察状態の結果を説明することはなかった。

既存モデルである LK 法は実験結果を全て予測できなかった。この原因として、空間微分の任意性が考えられた。そこで、局所最小二乗法による推定を基にした提案モデルでは左右眼像を想定した画像のそれぞれの空間微分による計算結果の線形和を推定結果とすることで、実験 2 における全ての実験結果を定性的に満たすことができた。

7.2 今後の課題

提案モデルが本研究における実験結果を説明したが，他の実験でも同様に説明できるのかといった汎化性能はまだ確かめられていない．そのため，異なる奥行きで実験を行うことや，実際の 3 次元空間で実験を行うことで汎化性能を検証することが必要となる．

また，提案モデルは両眼視差の推定を行っているため，ターゲットが運動している場合にも応用が可能であると考えている．ターゲットが運動している場合における既存モデルである IOVD や CDOT の汎化性の検証とともに，提案モデルの汎化性の検証を今後の課題としたい．

付録

A 実験 1, 2 で得られた心理測定関数

本研究で行った心理物理実験のうち、実験 1, 2 の心理測定関数を付録として以下に示す。恒常法によって測定したデータを、縦軸「ターゲットのほうが基準面よりも手前にあると回答した確率」、横軸「ターゲットの提示した奥行き位置」でプロットした。このデータをロジスティック回帰モデル（式 (3.1)）でフィッティングし、最適パラメータを求めた。式 (3.1) は $f(a) = 0.5$ となるため、最適パラメータ a の値を PSE と扱うことができる。また、パラメータ $1/b$ は心理測定関数の $x = a$ における傾きを表す。すなわち、 b が小さいほど刺激の微細な変化を知覚可能であるため、 b が小さいほど感度の良い被験者であるといえる。

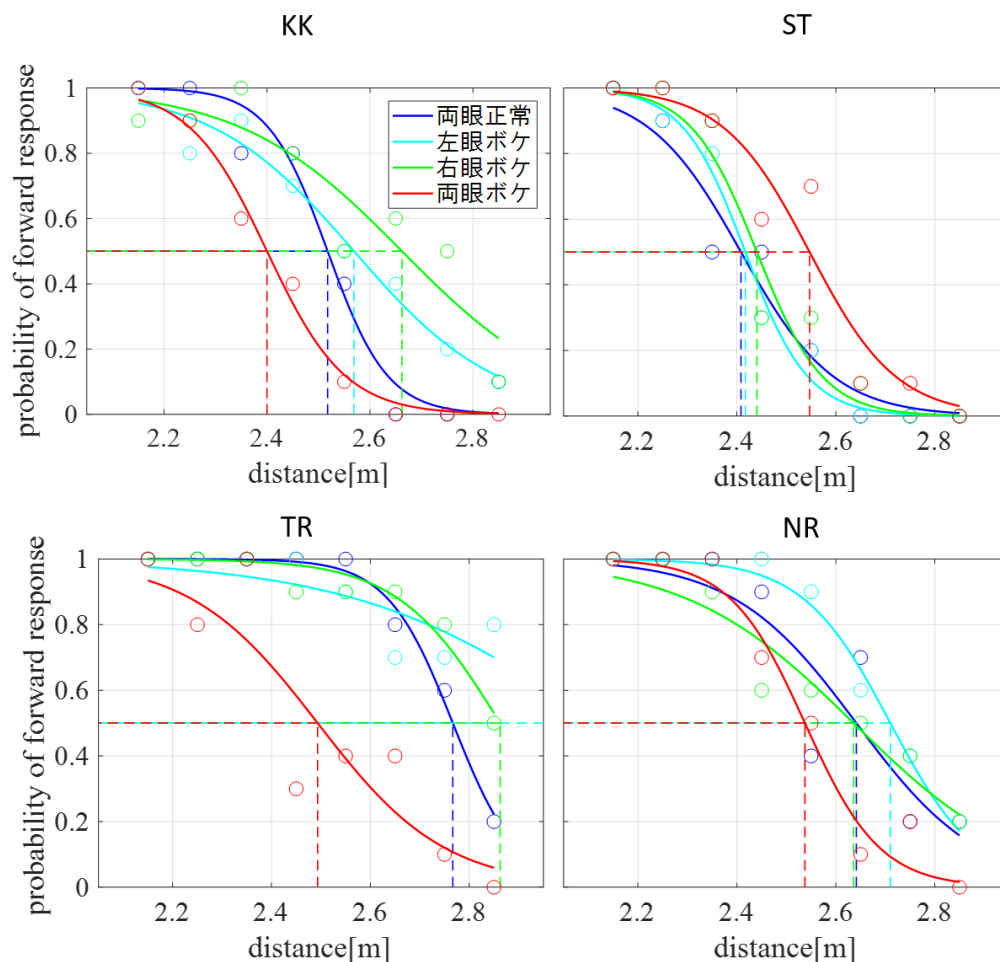


図 A.1 実験 1 の静止条件の各観察状態で得られた心理測定関数を示す．心理測定関数のパラメータは表 A.1 に記す．

表 A.1 表は実験 1 の静止条件によって得られた心理測定関数（図 A.1）のパラメータである． a の値が PSE, b の値が感度を表す．また、括弧内は各パラメータの 95% 信頼区間を示す．

被検者	パラメータ	両眼正常	左眼ボケ	右眼ボケ	両眼ボケ
KK	a	2.52 [2.48 2.56]	2.57 [2.53 2.61]	2.66 [2.56 2.76]	2.40 [2.38 2.42]
	b	0.0581 [0.0244 0.0919]	0.138 [0.0967 0.180]	0.158 [0.0545 0.261]	0.0758 [0.0564 0.0951]
ST	a	2.41 [2.36 2.46]	2.42 [2.39 2.44]	2.44 [2.39 2.49]	2.55 [2.48 2.62]
	b	0.0940 [0.0475 0.141]	0.0635 [0.0400 0.0870]	0.0667 [0.0221 0.111]	0.0876 [0.0276 0.148]
TR	a	2.77 [2.75 2.78]	3.06 [2.66 3.46]	2.86 [2.81 2.91]	2.49 [2.37 2.61]
	b	0.0664 [0.0510 0.0818]	0.247 [-0.0256 0.519]	0.104 [0.0547 0.153]	0.129 [0.0180 0.240]
NR	a	2.64 [2.52 2.75]	2.71 [2.69 2.73]	2.642 [2.57 2.71]	2.54 [2.50 2.58]
	b	0.125 [0.0203 0.229]	0.0885 [0.0667 0.110]	0.170 [0.0966 0.243]	0.0759 [0.0384 0.113]

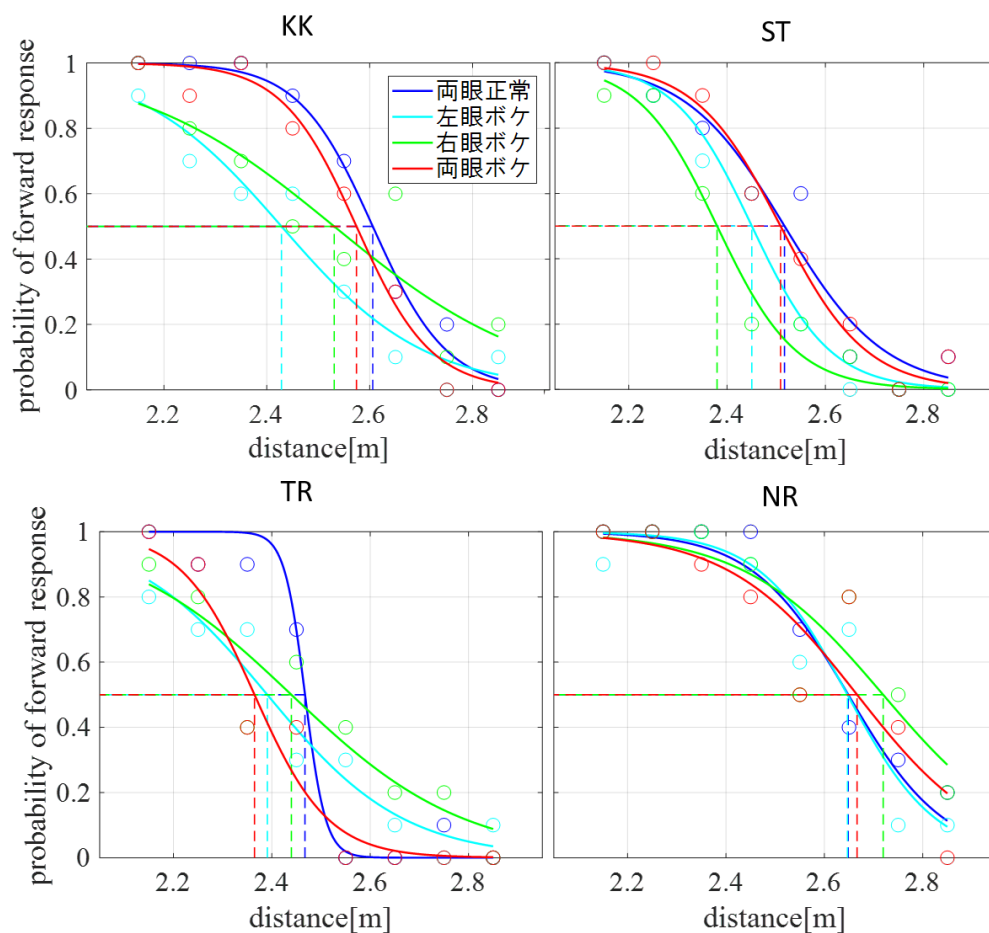


図 A.2 実験 1 の接近条件の各観察状態で得られた心理測定関数を示す．心理測定関数のパラメータは表 A.2 に記す．

表 A.2 表は実験 1 の接近条件によって得られた心理測定関数（図 A.2）のパラメータである． a の値が PSE, b の値が感度を表す．また、括弧内は各パラメータの 95% 信頼区間を示す．

被検者	パラメータ	両眼正常	左眼ボケ	右眼ボケ	両眼ボケ
KK	a	2.61 [2.58 2.63]	2.43 [2.37 2.49]	2.53 [2.41 2.65]	2.57 [2.54 2.60]
	b	0.0721 [0.0526 0.0917]	0.139 [0.0805 0.198]	0.195 [0.0630 0.327]	0.0723 [0.0457 0.0989]
ST	a	2.51 [2.45 2.58]	2.45 [2.42 2.48]	2.38 [2.34 2.42]	2.51 [2.48 2.54]
	b	0.101 [0.0454 0.157]	0.0794 [0.0495 0.109]	0.0801 [0.0470 0.113]	0.0870 [0.0588 0.115]
TR	a	2.47 [2.43 2.50]	2.39 [2.33 2.45]	2.44 [2.34 2.54]	2.37 [2.31 2.42]
	b	0.0210 [-0.0185 0.0606]	0.139 [0.0795 0.198]	0.176 [0.0743 0.277]	0.0746 [0.0274 0.122]
NR	a	2.65 [2.60 2.69]	2.65 [2.58 2.72]	2.72 [2.61 2.83]	2.67 [2.55 2.78]
	b	0.0980 [0.0556 0.140]	0.0901 [0.0243 0.156]	0.142 [0.0237 0.260]	0.131 [0.0146 0.247]

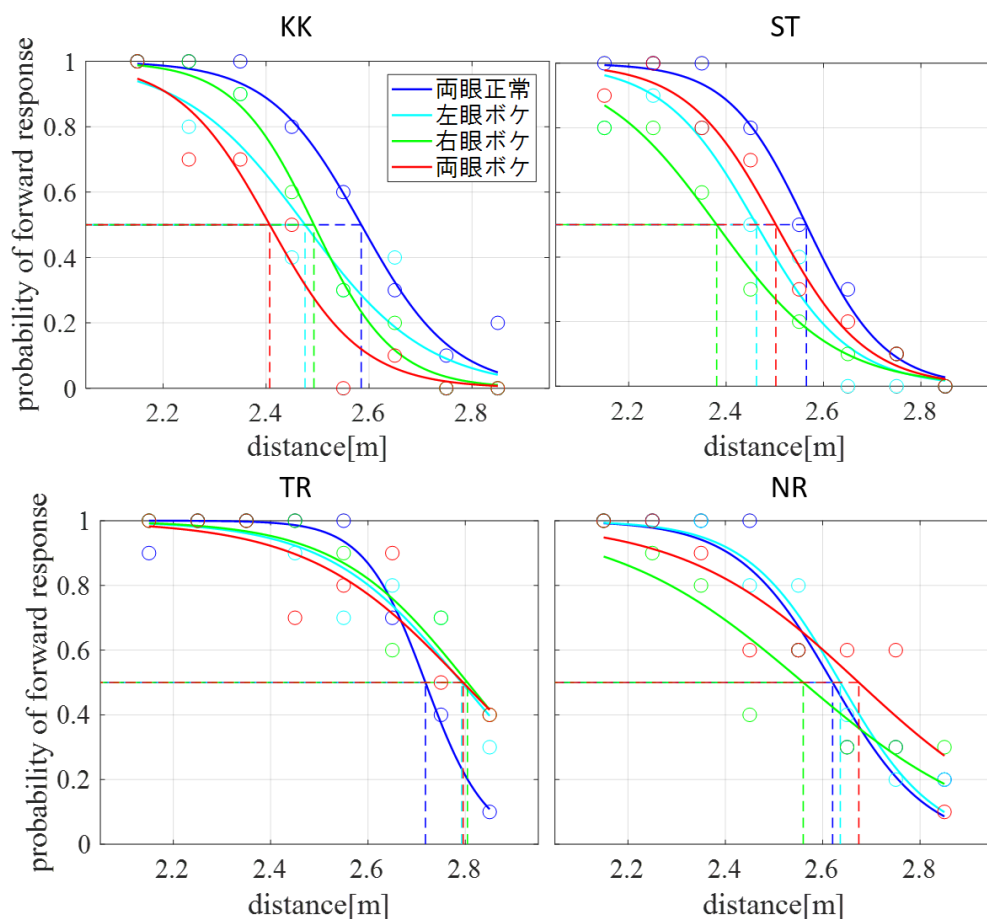


図 A.3 実験 1 の遠離条件の各観察状態で得られた心理測定関数を示す．心理測定関数のパラメータは表 A.3 に記す．

表 A.3 表は実験 1 の遠離条件によって得られた心理測定関数（図 A.3）のパラメータである． a の値が PSE, b の値が感度を表す．また，括弧内は各パラメータの 95% 信頼区間を示す．

被検者	パラメータ	両眼正常	左眼ボケ	右眼ボケ	両眼ボケ
KK	a	2.59 [2.55 2.63]	2.48 [2.39 2.57]	2.49 [2.47 2.52]	2.41 [2.35 2.47]
	b	0.0891 [0.0532 0.125]	0.119 [0.0362 0.202]	0.0775 [0.0556 0.0994]	0.0890 [0.0334 0.145]
ST	a	2.57 [2.54 2.59]	2.46 [2.40 2.52]	2.38 [2.35 2.42]	2.50 [2.47 2.54]
	b	0.0800 [0.0612 0.0989]	0.0958 [0.0436 0.148]	0.121 [0.0883 0.154]	0.0920 [0.0601 0.124]
TR	a	2.72 [2.69 2.74]	2.79 [2.71 2.88]	2.80 [2.73 2.88]	2.80 [2.67 2.92]
	b	0.0626 [0.0396 0.0857]	0.138 [0.0455 0.230]	0.134 [0.0516 0.217]	0.160 [0.0290 0.291]
NR	a	2.62 [2.56 2.68]	2.64 [2.59 2.68]	2.56 [2.44 2.68]	2.67 [2.55 2.80]
	b	0.0972 [0.0397 0.155]	0.0970 [0.0573 0.137]	0.197 [0.0686 0.325]	0.180 [0.0407 0.320]

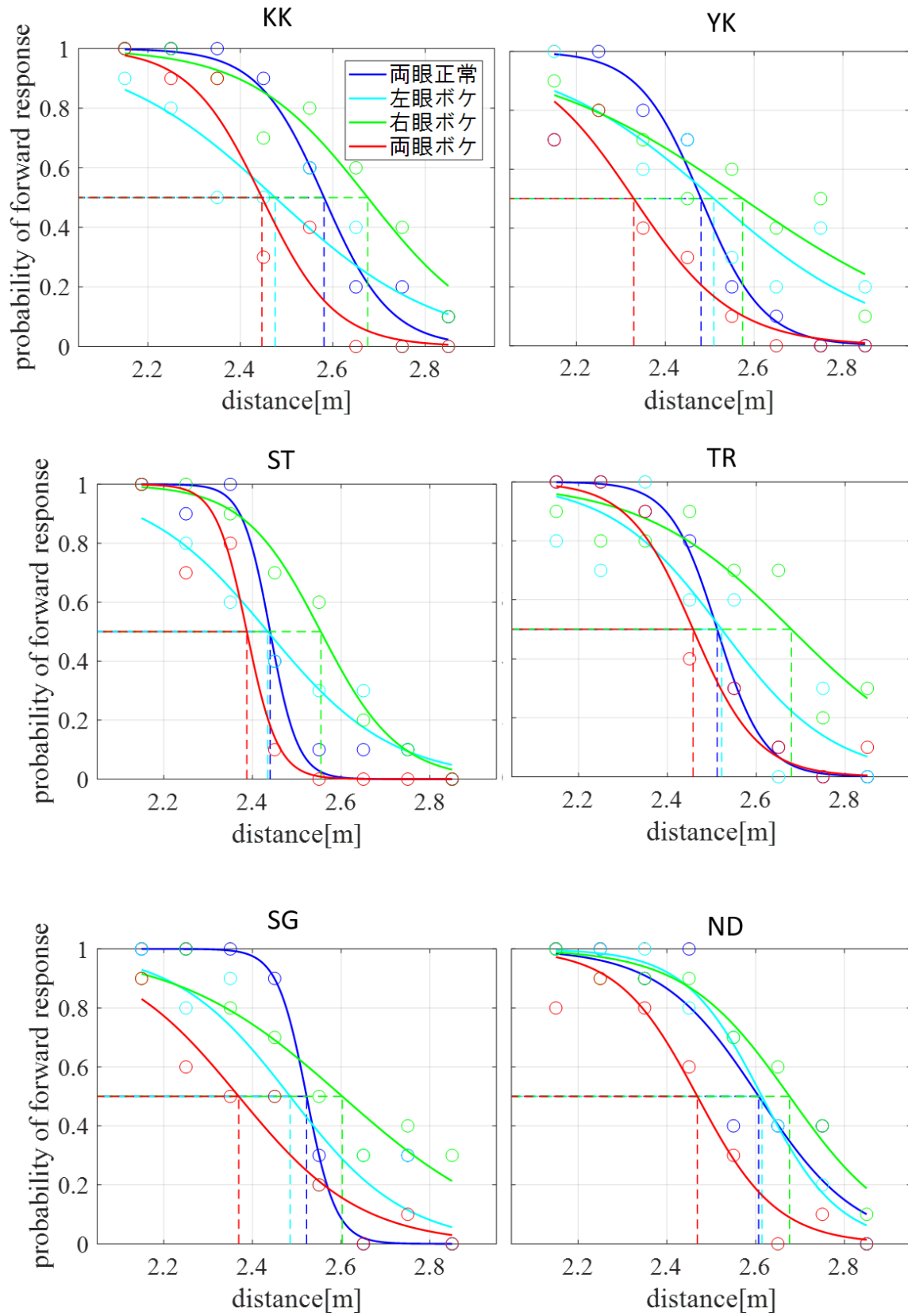


図 A.4 実験 2 の各観察状態で得られた心理測定関数を示す．心理測定関数のパラメータは表 A.4 に記す．

表 A.4 表は実験 2 によって得られた心理測定関数（図 A.4）のパラメータである．a の値が PSE, b の値が感度を表す．また，括弧内は各パラメータの 95% 信頼区間を示す．

被検者	パラメータ	両眼正常	左眼ボケ	右眼ボケ	両眼ボケ
KK	a	2.58 [2.55 2.62]	2.48 [2.35 2.60]	2.68 [2.61 2.74]	2.45 [2.38 2.51]
	b	0.0718 [0.0413 0.102]	0.177 [0.0510 0.304]	0.128 [0.0661 0.189]	0.0790 [0.0201 0.138]
YK	a	2.48 [2.41 2.55]	2.51 [2.40 2.63]	2.57 [2.46 2.69]	2.33 [2.27 2.38]
	b	0.0703 [0.0118 0.129]	0.192 [0.0639 0.321]	0.242 [0.0999 0.385]	0.113 [0.0592 0.166]
ST	a	2.44 [2.41 2.47]	2.44 [2.38 2.49]	2.55 [2.52 2.58]	2.39 [2.34 2.43]
	b	0.0312 [-0.00180 0.0641]	0.139 [0.0845 0.194]	0.0869 [0.0605 0.113]	0.0348 [0.00189 0.0678]
TR	a	2.51 [2.50 2.53]	2.52 [2.39 2.65]	2.68 [2.57 2.79]	2.46 [2.41 2.50]
	b	0.0526 [0.0405 0.0648]	0.126 [0.00392 0.247]	0.168 [0.0499 0.286]	0.0726 [0.0342 0.111]
SG	a	2.52 [2.48 2.57]	2.49 [2.39 2.58]	2.60 [2.52 2.69]	2.37 [2.30 2.48]
	b	0.0331 [-0.00436 0.0705]	0.130 [0.0416 0.218]	0.189 [0.0966 0.282]	0.138 [0.0710 0.205]
ND	a	2.61 [2.51 2.70]	2.61 [2.59 2.64]	2.68 [2.64 2.72]	2.47 [2.42 2.52]
	b	0.111 [0.0228 0.199]	0.0870 [0.0644 0.110]	0.119 [0.0786 0.159]	0.0895 [0.0436 0.135]

B 実験 3（大きさの恒常性）で得られた心理測定関数

実験 3 のうち，大きさの恒常性に限定したときの心理測定関数を以下に示す．恒常法によって測定したデータを，縦軸「比較刺激のほうが標準刺激よりも手前にあると回答した確率」，横軸「比較刺激の提示した奥行き位置」でプロットした．

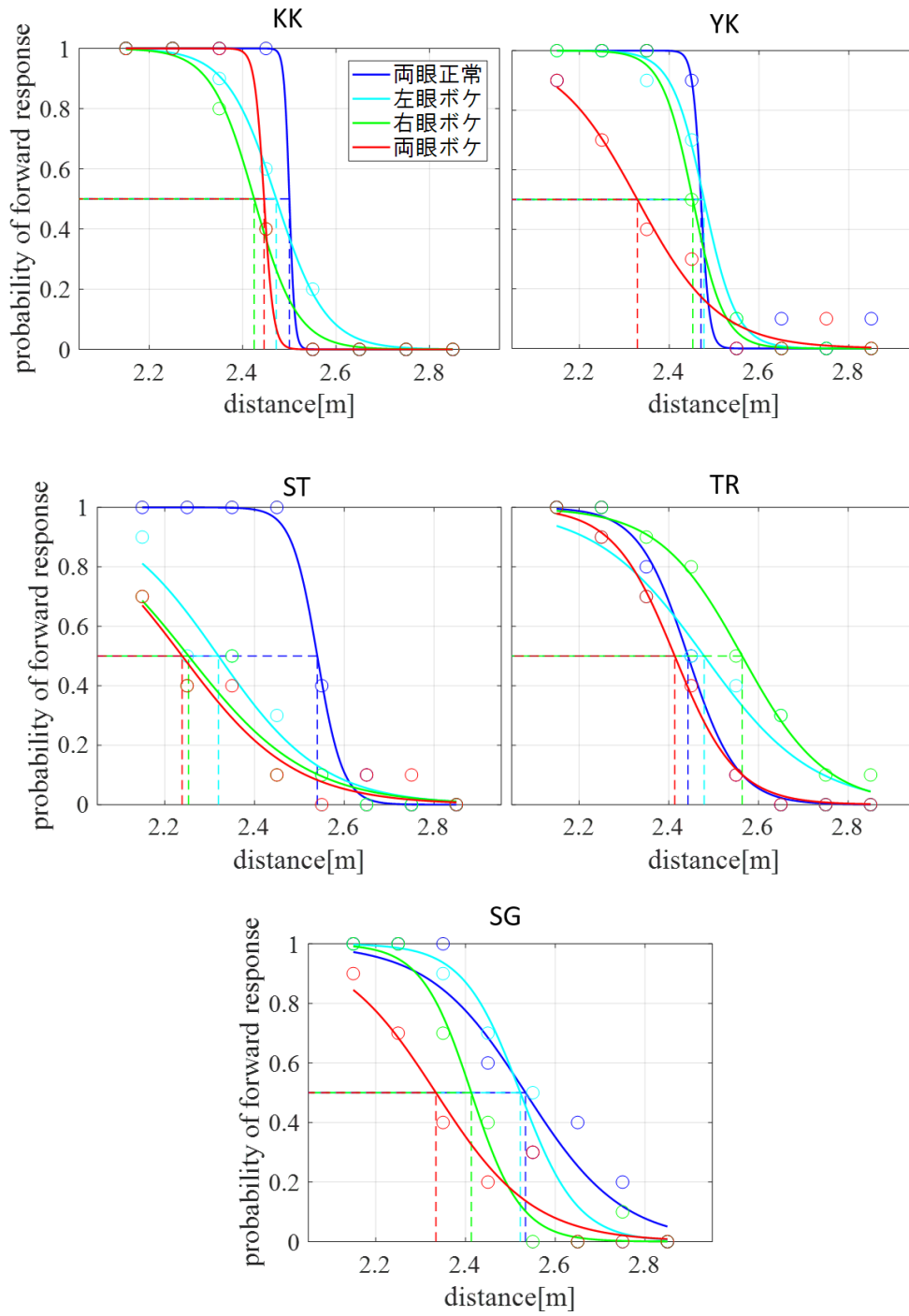


図 B.5 実験 3 のうち、大きさの恒常性に限定したときの各観察状態で得られた心理測定関数を示す。心理測定関数のパラメータは表 B.5 に記す。

表 B.5 表は実験 3 のうち、大きさの恒常性に限定したときの実験によって得られた心理測定関数（図 B.5）のパラメータである。a の値が PSE, b の値が感度を表す。また、括弧内は各パラメータの 95% 信頼区間を示す。

被検者	パラメータ	両眼正常	左眼ボケ	右眼ボケ	両眼ボケ
KK	a	2.50 [2.49 2.51]	2.47 [2.47 2.80]	2.43 [2.41 2.44]	2.45 [2.45 2.45]
	b	0.00571 [0.00506 0.00636]	0.0531 [0.0467 0.0595]	0.0462 [0.0342 0.0582]	0.0102 [0.00910 0.0112]
YK	a	2.47 [1.02 3.92]	2.48 [2.47 2.49]	2.45 [2.44 2.46]	2.33 [2.29 2.37]
	b	0.00948 [-0.650 0.669]	0.0360 [0.0261 0.0459]	0.0346 [0.0231 0.0461]	0.0910 [0.0557 0.126]
ST	a	2.54 [2.53 2.55]	2.32 [2.27 2.38]	2.25 [2.18 2.37]	2.24 [2.18 2.30]
	b	0.0287 [0.0119 0.0452]	0.116 [0.0628 0.170]	0.192 [0.0550 0.209]	0.125 [0.0594 0.191]
TR	a	2.44 [2.43 2.46]	2.48 [2.43 2.53]	2.56 [2.54 2.58]	2.41 [2.40 2.43]
	b	0.0553 [0.0437 0.0668]	0.121 [0.0754 0.167]	0.0927 [0.0749 0.111]	0.0687 [0.0585 0.0789]
SG	a	2.53 [2.46 2.61]	2.52 [2.49 2.58]	2.41 [2.38 2.44]	2.33 [2.28 2.39]
	b	0.108 [0.0378 0.178]	0.0639 [0.0335 0.0943]	0.0556 [0.0303 0.0808]	0.109 [0.0555 0.162]

C 視力の矯正が奥行き知覚に与える影響

被検者 SG のランドルト環による視力測定の結果は左眼が 0.7, 右眼が 1.2 であった。左右眼の視力にある程度の差はあったものの、不同視の定義では病的不同視と呼ばれるのが 2D 以上であったことから [1], 被検者 SG は当てはまっていた。しかしある日、被検者 SG から視力を矯正しなおしたと報告を受けたため、再度実験を行うことにした。目的は視力が奥行き知覚にどのような影響を与えるのか調べるためである。実験内容は本論文で記述されている実験 2 である。視力の再矯正前と再矯正後の実験結果を図 C.6 に示す。視力矯正後の方が両眼正常の感度が高くなっていることがわかる。よって、VR 映像を用いた実験を行う場合、両眼の視力が同程度であることが望ましいといえる。

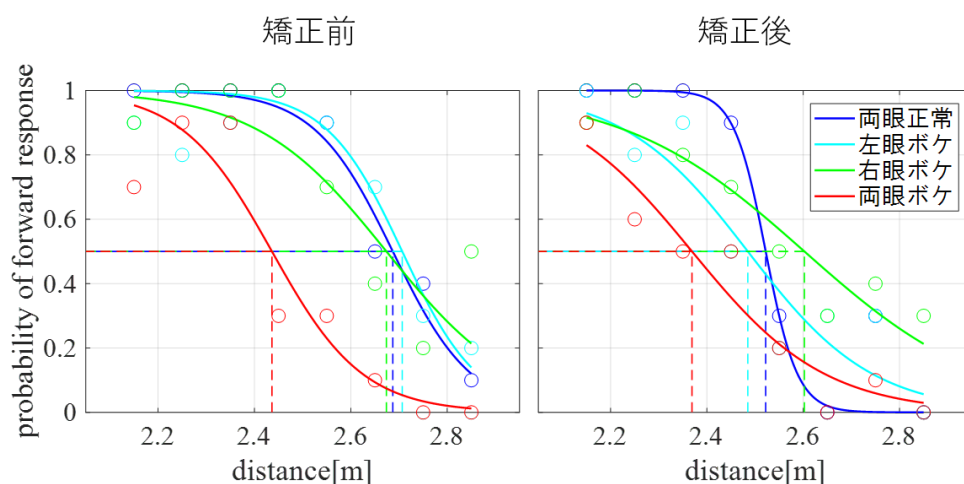


図 C.6 左右眼間の視力にある程度の差があった被検者 SG の視力矯正前と矯正後の実験結果の違いを示す。左図が矯正前であり、右図が矯正後である。両眼正常において、矯正後の方が感度が高いことがわかる。

謝辞

本研究を進めるにあたり，研究の方法をはじめ様々なご指導をしていただいた佐藤俊治准教授に深く感謝申し上げます．また，人間情報学講座の阪口豊教授，饗庭絵里子准教授からはゼミにて研究に関する貴重なアドバイスをいただきましたこと，誠にありがとうございます．実験プログラム作成や実験に協力していただいた佐藤研究室の皆様，並びに人間情報学講座の皆様に感謝いたします．

参考文献

- [1] 医歯薬出版株式会社, ”最新 医学大辞典 第3版” ,p1619
- [2] A. R. O'Connor, L. P. Tidbury, (2018), “Stereopsis: are we assessing it in enough depth?” Clinical and Experimental Optometry, 101(4).
- [3] S. Shioiri, K. Matsumiya, and K. Matsubara, (2012), “Isolation of two binocular mechanisms for motion in depth: A model and psychophysics.” Japanese Psychological Research, 54 (1), 16-26.
- [4] G. Maehara, S. Araki, T. Yoneda, B. Thompson, and A. Miki, (2019), ”Suprathreshold Motion Preception in Anisometropic Amblyopia: Interocular Speed Matching and the Pulfrich Effect”, OPTOMETRY and VISION SCIENCE, 96(6), 434–442.
- [5] B. D. Lucas, T. Kanade, (1981), ” Iterative Image Registration Technique With an Application To Stereo Vision.” , 2(September), 674–679.
- [6] Z. Chen, S. T. Birchfield, (2007), ”Person Following with a Mobile Robot Using Binocular Feature-Based Tracking”, IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, (October), 815–820.
- [7] R. Okada, Y. Shirai, J. Miura, and Y. Kuno, (1997), ”オプティカルフローと距離情報に基づく動物体追跡”, 電子情報通信学会論文誌, J80-D2, (6), 1530-1538.
- [8] 鎌田峻輔, (2018), ”サイティング時の優位眼偏心度依存性と両眼像融合”, 電気通信大学平成 30 年度卒業論文.
- [9] 安藤 繁, (1986), ”画像の時空間微分算法を用いた速度ベクトル分布計測システム” , 計測自動制御学会論文集, 22, 12, 1330-1336